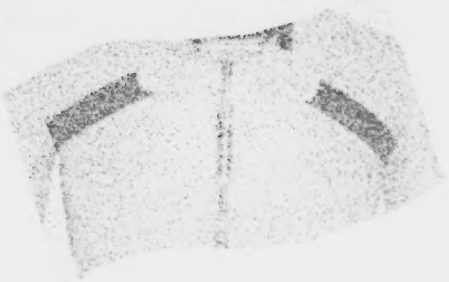
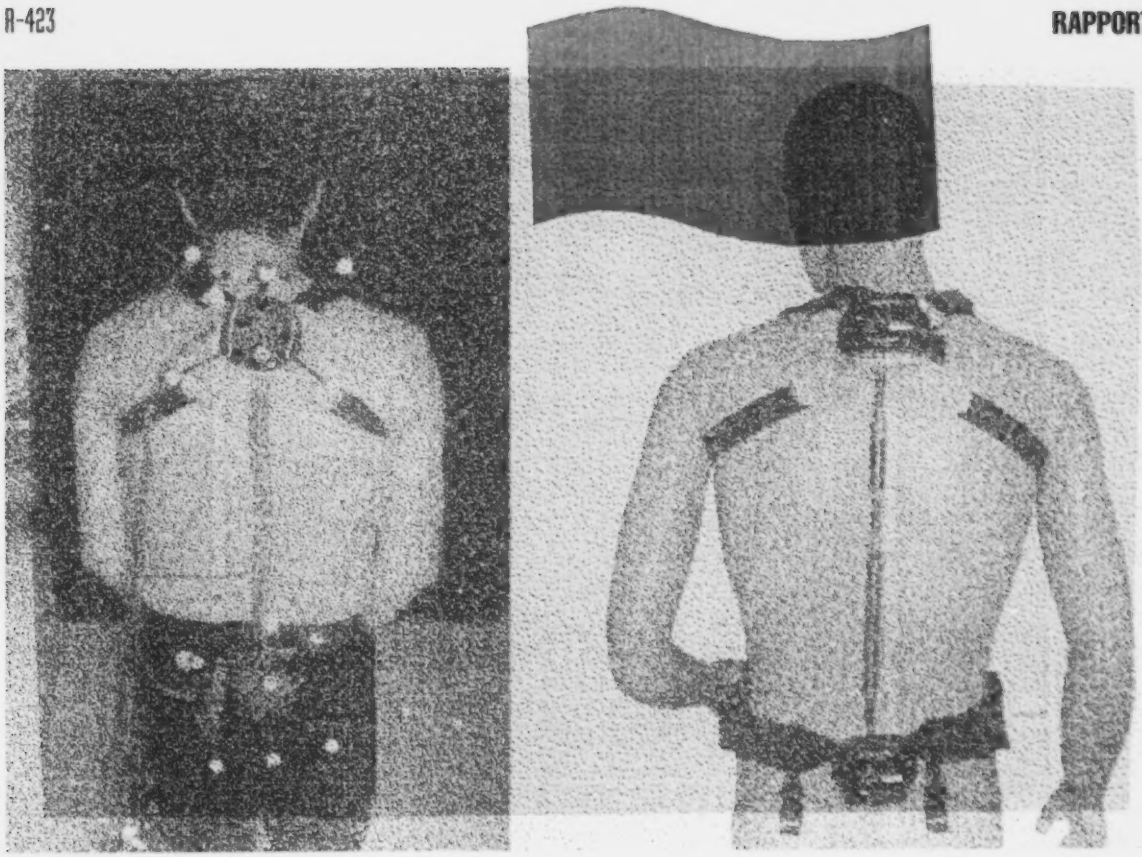
Développement d'un instrument de mesure pour quantifier les postures et les déplacements du tronc en milieu de travail



André Plamondon
Alain Delisle
Christian Larue
Pierre Desjardins
David McFadden
Christian Larivière
Denis Gagnon
Daniel Imbeau

R-423

RAPPORT



irsst

Solidement implanté au Québec depuis 1980, l'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail (IRSST) est un organisme de recherche scientifique reconnu internationalement pour la qualité de ses travaux.

NOS RECHERCHES *travaillent* pour vous !

MISSION

- Contribuer, par la recherche, à la prévention des accidents du travail et des maladies professionnelles ainsi qu'à la réadaptation des travailleurs qui en sont victimes.
- Offrir les services de laboratoires et l'expertise nécessaires à l'action du réseau public de prévention en santé et en sécurité du travail.
- Assurer la diffusion des connaissances, jouer un rôle de référence scientifique et d'expert.

Doté d'un conseil d'administration paritaire où siègent en nombre égal des représentants des employeurs et des travailleurs, l'IRSST est financé par la Commission de la santé et de la sécurité du travail.

POUR EN SAVOIR PLUS...

Visitez notre site Web ! Vous y trouverez une information complète et à jour. De plus, toutes les publications éditées par l'IRSST peuvent être téléchargées gratuitement.
www.irsst.qc.ca

Pour connaître l'actualité de la recherche menée ou financée par l'IRSST, abonnez-vous gratuitement au magazine *Prévention au travail*, publié conjointement par l'Institut et la CSST.
Abonnement : 1-877-221-7046

IRSST - Direction des communications
505, boul. De Maisonneuve Ouest
Montréal (Québec)
H3A 3C2
Téléphone : (514) 288-1551
Télécopieur : (514) 288-7636
publications@irsst.qc.ca
www.irsst.qc.ca
© Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail, juillet 2005

Développement d'un instrument de mesure pour quantifier les postures et les déplacements du tronc en milieu de travail

ÉTUDES ET RECHERCHES

André Plamondon[1], Alain Delisle[1], Christian Larue[1],
Pierre Desjardins[2], David McFadden[2], Christian Larivière[1],
Denis Gagnon[3], Daniel Imbeau[4]

[1]Sécurité-ergonomie, IRSST,
[2]Consultant,
[3]Faculté d'éducation physique et sportive, Université de Sherbrooke,
[4]Département de mathématiques et de génie industriel, École Polytechnique de Montréal

RAPPORT

Cliquez recherche
www.irsst.qc.ca

Cette publication est disponible
en version PDF
sur le site Web de l'IRSST.

Cette étude a été financée par l'IRSST. Les conclusions et recommandations sont celles des auteurs.

105-06440/

CONFORMÉMENT AUX POLITIQUES DE L'IRSST

Les résultats des travaux de recherche publiés dans ce document ont fait l'objet d'une évaluation par des pairs.

SOMMAIRE

Le besoin de mesurer quantitativement les postures contraignantes qui contribueraient aux affections vertébrales en milieu de travail est un prérequis essentiel à l'évaluation des expositions mécaniques des travailleurs sur le terrain. Le présent projet visait le développement d'un outil de mesure capable de quantifier en milieu de travail les postures et les déplacements tridimensionnels du tronc lors d'activités de travail de longue durée. Un dosimètre de posture a été construit et se compose de quatre parties : un senseur du bas fixé sur le bassin, un senseur du haut fixé sur le thorax, une structure flexible munie d'un potentiomètre qui relie les deux senseurs d'orientation. Chaque senseur contient neuf capteurs : trois accéléromètres, trois magnétomètres et trois gyroscopes. L'intégration des données des deux senseurs et du potentiomètre s'est effectuée à l'aide d'un filtre complémentaire qui optimise la réponse des senseurs. Le dosimètre a été validé en comparant ses valeurs à un système de référence optoélectronique. Des tests de validation et de reproductibilité ont été effectués sur un gabarit de calibrage et sur six sujets dans des postures statiques et des mouvements dynamiques de courte (moins de 30 s) et de longue durée (30 min). En général, l'erreur quadratique moyenne se situait en deçà de 5° pour les angles de flexion avant et de flexion latérale tandis que pour la torsion, l'erreur variait autour de 7° (essais longs). Ce niveau d'erreur est bien inférieur aux mesures d'observation traditionnellement utilisées en ergonomie tout en nécessitant beaucoup moins d'intervention humaine dans l'analyse des données. Étant donné que le but de l'appareil est de donner une estimation de l'exposition mécanique, l'objectif du projet a été atteint avec succès, car cet instrument est au point et capable d'effectuer des mesures terrains.

REMERCIEMENTS

La réalisation de ce projet a été rendue possible grâce à la collaboration de plusieurs personnes. Nous voudrions particulièrement remercier David Brouillette pour son aide à la collecte et à l'analyse des données. Nous sommes également reconnaissant envers Bernard Caron pour son appui technique. Enfin, nous remercions Christine Lecours du programme sécurité-ergonomie qui a contribué à la rédaction de ce rapport.

TABLE DES MATIÈRES

Page

1 INTRODUCTION 1

1.1 MÉTHODES DE MESURES DES POSTURES 1
1.2 SYSTÈMES HYBRIDES 3
1.2.1 Accéléromètres 3
1.2.2 Magnétomètres 4
1.2.3 Gyroscopes 4
1.2.4 Limite des appareils pris individuellement 4
1.2.5 Systèmes hybrides à deux capteurs : Accéléromètres et gyroscopes 5
1.2.6 Systèmes hybrides à trois capteurs 5
1.3 OBJECTIF 6

2 MÉTHODOLOGIE 7

2.1 CONCEVOIR LE DESIGN DE L'INSTRUMENT DE MESURE 7
2.1.1 Les senseurs et leur localisation sur le tronc 8
2.1.2 Intégration de l'information des senseurs 9
2.2 VALIDER LE PROTOTYPE EN LABORATOIRE 22
2.2.1 Validation sur un gabarit de calibrage 24
2.2.2 Validation sur sujets humains 25
2.2.3 Réduction des données 28
2.2.4 Analyses statistiques 30

3 RÉSULTATS 33

3.1 VALIDATION SUR GABARIT DE CALIBRAGE 33
3.2 VALIDATION AVEC SUJETS LORS DES POSTURES STATIQUES 38
3.3 VALIDATION SUR SUJETS DANS LES ESSAIS DYNAMIQUES COURTS 38
3.4 VALIDATION AVEC SUJETS LORS DES ESSAIS DYNAMIQUES LONGS 40
3.5 INTÉGRATION DU POTENTIOMÈTRE 44

4 DISCUSSION 47

4.1 VALIDATION DU DOSIMÈTRE 47
4.1.1 Effets des champs magnétiques locaux 48
4.1.2 Effets de la vitesse de mouvement 49
4.1.3 Effet de la durée d'enregistrement du dosimètre 49
4.1.4 Pertinence de l'utilisation du potentiomètre 49
4.1.5 L'impact des erreurs de mesure 50
4.2 POINTS D'AMÉLIORATION ET LIMITES DU DOSIMÈTRE DE POSTURE 51
4.2.1 Amélioration des mesures du potentiomètre 51
4.2.2 Amélioration du filtre complémentaire et du logiciel 51
4.3 FUSIONS AVEC D'AUTRES SYSTÈMES 52
4.4 APPLICATION DU DOSIMÈTRE 52

5 CONCLUSION 53

6 RÉFÉRENCES 54

LISTE DES TABLEAUX

Page

Tableau 1 Variables dépendantes évaluées au cours de la validation 29

Tableau 2 Erreurs de mesure du dosimètre sur gabarit calibrage 34

Tableau 3 Résultats des essais statiques avec sujets 38

Tableau 4 Erreurs moyennes quadratiques des essais courts dynamiques sur sujets 39

Tableau 5 Erreurs moyennes quadratiques (°) des essais statiques et des essais courts dynamiques sur sujets en fonction de la vitesse d'exécution 39

Tableau 6 Erreurs moyennes quadratiques des essais longs dynamiques sur sujets 40

LISTE DES FIGURES

Page

Figure 1 Dernier prototype du projet de (Larue et al., 2003) 7
Figure 2 Illustration du dosimètre de posture 8
Figure 3 Illustration du senseur ainsi que du système de coordonnée terrestre 9
Figure 4 Architecture générale de l'algorithme 11
Figure 5 Illustration du filtre complémentaire 12
Figure 6 Intégration du potentiomètre dans la routine des moindres carrés 13
Figure 7 Courbe Gaussienne pour déterminer le poids relatif du capteur 19
Figure 8 Illustration des systèmes de coordonnées global et local 22
Figure 9 Illustration de la position des LED d'Optotrak 24
Figure 10 Photo du gabarit en position neutre (a), à 60° de flexion antérieure (b), à 60° de flexion latérale (c) et à 60° de torsion (d). 25
Figure 11 Illustration du harnais et de la position des senseurs 26
Figure 12 Photo de l'expérimentation lors de la tâche statique avec sujet 27
Figure 13 Illustration du montage expérimental 28
Figure 14 Effet de l'amplitude de mouvement sur l'erreur de mesure. A) pour l'angle α; B) pour l'angle β; C) pour l'angle γ. * = significativement différent (P < ,05) de l'amplitude –75°; $^{+}$ = significativement différent (P < ,05) de l'amplitude + 90 ° 35
Figure 15 Effet du nombre d'axes de rotation impliqués sur l'erreur de mesure. * ou $^{+}$ = significativement différent (P < ,05) des groupes marqués du même caractère 36
Figure 16 Correspondance entre les valeurs du dosimètre et ceux d'Optotrak pour le senseur 1 (bassin). Résultats en flexion (A), en flexion latérale (B) et en torsion (C) (n = 858 essais) 37
Figure 17 Comparaison Dosimètre vs Optotrak sur les valeurs centiles obtenues 41
Figure 18 Erreurs (Diff) en degrés entre les valeurs centiles (APDF) du dosimètre et celles d'Optotrak 41
Figure 19 EVA en flexion avant du sujet 1 pour : A) le dosimètre; B) Optotrak et C) l'erreur de mesure 43
Figure 20 Différence EVA en torsion entre Dosimètre et Optotrak du sujet 5 pour un intervalle de classe moyen (A) et élargi (B) sur l'angle 44
Figure 21 Comparaison des données du potentiomètre (jaune) avec celles d'Optotrak (bleu) et celles du dosimètre (rose) pour l'angle de torsion gamma (γ) (sujet 4; essai dynamique lent) 45

X

LISTE DES ANNEXES

Pages

ANNEXE A – Calcul d'un quaternion dans deux référentiels distincts 58
ANNEXE B – Rotation à partir de deux vecteurs non colinéaires 59
ANNEXE C – Calcul des angles de Grood & Suntay à partir des quaternions 61
ANNEXE D – Calcul des angles de Crawford à partir des quaternions 64
ANNEXE E – Erreur du système Optotrak 65

1 INTRODUCTION

La recherche de moyens pour prévenir les troubles musculo-squelettiques (TMS) et en réduire l'impact demeure prioritaire. Les TMS et tout particulièrement les affections vertébrales sont un fardeau autant pour la société que pour les personnes qui en sont affectées. Au Québec dans la période s'étendant de 1990 à 1996, ce sont 34,000 travailleurs par année qui sont atteints d'affections vertébrales et qui coûtent pas moins de 460 $ millions de dollars à la CSST (Duguay et Massicotte, 1999). Aux États-Unis, le coût économique serait de l'ordre de 13 à 20 milliards de dollars annuellement (National Research Council, 2001). Dans ce même pays, des statistiques sur la population générale révèlent que : (1) les troubles musculo-squelettiques (TMS), et plus spécifiquement les affections vertébrales, sont très répandues et sont une raison majeure de consultation médicale; (2) les TMS constituent une cause importante d'incapacité fonctionnelle parmi les travailleurs âgés de 50 à 60 ans; et (3) les projections suggèrent que les TMS ne vont pas diminuer mais auront plutôt tendance à augmenter à cause des changements démographiques dans la population américaine (National Research Council, 2001). Dans un article publié dans la revue Spine, Frank *et al.* (1996) mentionnaient, entre autres choses, qu'il était difficile de savoir quoi changer c'est-à-dire d'identifier les facteurs de risque spécifiques aux types de blessures observées. Ainsi, pour modifier un lieu de travail, il faut déterminer ce qui expose le travailleur (cause) à des troubles musculo-squelettiques (effet) et démontrer qu'il y a effectivement une relation entre l'exposition et ces troubles musculo-squelettiques. C'est ce qu'on entend généralement par une relation de cause à effet. Lorsqu'une variable d'exposition est associée à un effet, on la nomme « facteur de risque ». L'incertitude quant à la dose physique acceptable d'exposition aux facteurs de risque fait en sorte qu'il est difficile d'intervenir efficacement à réduire l'incidence des TMS.

La pénurie d'information sur les expositions en relation avec les TMS est une faiblesse majeure de l'état des connaissances (Kuiper *et al.* 1999; Winkel et Mathiassen, 1994). Dans une revue de la littérature, Kuiper *et al.*, (1999) mentionnent que seulement deux études sur une possibilité de 26 ont permis une quantification objective des charges physiques. Dans toutes les autres études, les informations sur les expositions s'obtenaient au moyen de questionnaires ou d'interviews qui, en termes d'exactitude et de précision, ne sont pas adéquats pour quantifier ces expositions (détaillé dans la section suivante). Ceci a pour effet de sous-estimer l'importance des facteurs d'exposition mécanique vis-à-vis les TMS. Aussi, l'une des recommandations du National Research Council (2001) et également de nombreux auteurs (Burdorf *et al.*, 1997; Kuiper *et al.*, 1999; Winkel *et al.*, 1995; Winkel et Mathiassen, 1994) consiste à favoriser le développement d'outils capables de quantifier les expositions en relation avec les TMS. Il s'agit de développer des méthodes pratiques, valides et reproductibles capables de mesurer objectivement l'exposition mécanique (force, mouvement, vibration et température) en milieu de travail et de quantifier cette exposition en termes de grandeur, de répétition et de durée.

1.1 Méthodes de mesures des postures

Les postures contraignantes du tronc sont fréquemment citées comme étant une cause possible de lésions au dos (Bernard, 1997). Il existe différentes approches pour évaluer ces contraintes : les questionnaires (self-reports, interviews), les observations directes ou sur vidéo et les méthodes de mesure directe (Burdorf *et al.*, 1997; Spielholz *et al.*, 2001; Li et Buckle, 1999). Les

questionnaires et les interviews, qui sont fréquemment utilisés dans les études épidémiologiques, ne sont pas assez détaillées et spécifiques pour servir de guide à une transformation du poste de travail (Kilbom, 1994; National Research Council, 2001; Winkel *et al.*, 1995). Les mesures par observation sur le terrain ou encore par vidéo sont considérées comme supérieures aux questionnaires pour évaluer les risques physiques. Ces méthodes offrent un bon compromis entre les coûts élevés des méthodes directes et la faible validité des questionnaires (Kilbom, 1994). Un inconvénient des méthodes d'observation se situe au niveau de la résolution qui est trop large pour être utile à une description exacte de la posture (Li et Buckle, 1999). Par exemple, les observations d'activités comme marcher, s'asseoir, s'agenouiller ou s'accroupir sont jugées fidèles, mais par contre des erreurs de 5 à 10° doivent être considérées comme acceptable dans des observations de mouvement de flexion avant du tronc et des erreurs beaucoup plus élevées dans celles qui impliquent des flexions latérales ou encore des torsions du tronc (Kilbom, 1994). Sur la base des résultats précédents, Kilbom (1994) suggère que les mouvements de flexion du tronc soient classifiés dans l'une des trois catégories suivantes : (1) debout droite (< 20°); (2) flexion modérée (20-60°) et flexion prononcée (> 60). Un autre désavantage des méthodes d'observation c'est qu'elles nécessitent énormément de temps de travail et de temps d'apprentissage (Hagberg, 1992). Enfin puisque les torsions du tronc sont fréquemment citées comme étant une cause possible de lésions au dos (Bernard, 1997), se fier uniquement à une technique d'observation pour mesurer le niveau d'asymétrie du tronc peut conduire à une estimation incorrecte du risque imposé par la tâche étant donné que les méthodes par observation sont particulièrement imprécises dans ce plan de mouvement. Les outils jugés supérieurs pour quantifier directement une variable et estimer les niveaux de risque sont les méthodes directes. Elles offrent des données plus précises et plus valides que les questionnaires et devraient être privilégiées pour quantifier les mesures d'expositions mécaniques (Burdorf *et al.*, 1997; van der Beek et Fringsdresen, 1998; van der Beek *et al.*, 1999; Winkel et Mathiassen, 1994).

On dispose d'une variété de méthodes directes pour quantifier plus spécifiquement les postures. On les appelle « méthodes directes » parce que les instruments de mesure s'attachent sur le sujet et enregistrent directement les forces, l'activation musculaire, ou encore les postures et les mouvements. Ceux-ci permettent de convertir un phénomène physique en un signal électrique proportionnel au déplacement segmentaire, à la force appliquée ou encore au niveau de contraction musculaire. Une revue exhaustive de la littérature a été entreprise pour recenser la plupart des méthodes directes au travers de deux principaux engins de recherche reliés à l'ergonomie et à la biomécanique. Les mots clefs utilisés furent : « *Accelerometer, Gyroscope, Magnetic sensors, Inclinometer, Motion sensors, Kinematic analysis, Movement analysis, Posture analysis, Body movement* ». Plus de 2 900 références ont été relevées dans le premier engin de recherche « Ergonomic abstract » et 107 références dans le second engin « Inspec (IEEE) ». Malgré le grand nombre de références, moins d'une cinquantaine se sont révélés être pertinentes à notre projet de recherche et les paragraphes suivants en présente une synthèse.

Les appareils les plus fréquemment cités dans la littérature et qui apparaissent avoir le plus de potentiel pour des études sur le terrain sont : les électrogoniomètres, les accéléromètres, les inclinomètres et les systèmes vidéo. Un électrogoniomètre triaxial très connu est le « Lumbar Motion Monitor (LMM) » (Marras *et al.*, 1992). Cet appareil est capable d'enregistrer les déplacements angulaires du rachis lombaire par rapport au bassin. Il est constitué de deux plaques, l'une fixée sur le bassin et l'autre attachée sur un harnais fixé sur le thorax, les deux

plaques étant reliées par une tige non rigide composée de six segments en forme de « T » (exosquelette) qui se déplacent avec les mouvements du rachis lombaire. Le mouvement relatif entre le thorax et le bassin (mesure relative) permet ainsi la mesure du mouvement de la colonne vertébrale lombaire. L'enregistrement des données s'effectuent au moyen de quatre potentiomètres fixés sur la base du bassin. L'exosquelette permet aux bras du goniomètre de se raccourcir ou de s'allonger afin de suivre le mouvement de la colonne vertébrale lombaire. La validation de ce dernier s'est effectuée au moyen de deux systèmes : une structure de référence 3D et un système vidéo 2D (Motion Analysis). D'après Marras *et al.* (1992), l'exactitude du système se situe autour du degré et est même supérieure à un système vidéo. D'un autre côté, la validation est limitée, car elle se réalisait sur une plage angulaire réduite, c'est-à-dire entre 0 et 45°, et il n'a jamais eu de comparaison réelle entre le LMM et un système vidéo 3D. On ne sait donc pas si le système est effectivement adéquat pour évaluer la cinématique du dos d'un être humain dans des conditions de travail sur le terrain. Par ailleurs, il semble, pour certains types de travail, qu'il est difficile à utiliser sur le terrain (Mirka et al., 2000). Il existe de nombreux autres types d'appareils présentés dans de nombreuses publications (Chao, 1978; Winter, 1990; Chaffin *et al.*, 1999; Li et Buckle, 1999; Nigg et Herzog, 1999) et pour plus de d'information, il est préférable de se référer à ces ouvrages. L'accent est plutôt mis dans les section suivantes sur de nouveaux appareils de mesure prometteurs qui combinent les avantages de plusieurs capteurs et qui sont désignés dans le présent document sous l'appellation de « systèmes hybrides »

1.2 Systèmes hybrides

Les systèmes hybrides utilisent une combinaison de plusieurs instruments de mesure. Plusieurs de ces systèmes ont fait l'objet de publications récentes. Parmi ceux-ci on retrouve des systèmes combinant les types de senseurs suivants : accéléromètres, magnétomètres et gyroscopes.

1.2.1 Accéléromètres

Les accéléromètres sont principalement des capteurs sensibles aux changements de vitesse. On retrouve fréquemment deux types d'accéléromètres : à jauges de contrainte ou piezoélectriques. La construction varie entre les modèles mais pour ce dernier, il comprend essentiellement un cristal piezoélectrique, coincé entre deux éléments métalliques et maintenu en place par un ressort. Lorsque le cristal subit une contrainte mécanique, il produit une charge électrique proportionnelle à l'accélération. Six accéléromètres orientés de manière adéquate permettent d'estimer les accélérations linéaires (3) et angulaires (3) d'un segment (Chaffin *et al.*, 1999). Les accéléromètres ont été souvent utilisés pour étudier des postures statiques ou encore des mouvements dans des activités comme la marche sur de longues périodes de temps (Li et Buckle, 1999). On les utilise aussi pour mesurer les expositions aux vibrations. Ils ont pour avantages de mesurer directement les accélérations et d'être peu dispendieux. Par contre, les désavantages font en sorte qu'ils sont parmi les instruments de mesure les plus difficiles à utiliser en biomécanique (Nigg et Herzog, 1999) parce qu'ils nécessitent des procédures de calibrage complexes et peuvent se déplacer sur la peau des sujets ou devenir encombrants. Sur le terrain, Chaffin *et al.* (1999) leur préfèrent les goniomètres et les méthodes photogrammétriques.

1.2.2 Magnétomètres

Le magnétomètre est un appareil destiné à la mesure d'un champ magnétique. Trois senseurs magnétiques montés orthogonalement suffisent à mesurer l'orientation d'un objet dans l'espace en fonction de la source magnétique. Ce champ magnétique peut provenir d'une source artificielle, comme une bobine électromagnétique ou encore d'une source naturelle soit du champ magnétique terrestre. La forme du champ magnétique terrestre a l'inconvénient d'être variable à la surface de la terre mais il est possible de corriger ses anomalies. Un autre inconvénient des magnétomètres est qu'ils sont très sensibles aux matériaux ferreux ou matériaux conducteurs qui émettent des champs magnétiques locaux et qui perturbent l'orientation du vecteur magnétique. Les senseurs magnétiques ont par contre l'avantage d'être de petit format et ceux-ci ne peuvent être affectés par l'obstruction d'un segment comme c'est le cas avec une analyse vidéographique, car le champ magnétique passe au travers du corps humain (Welch et Foxlin, 2002).

1.2.3 Gyroscopes

Les gyroscopes sont des capteurs sensibles aux déplacements angulaires et mesurent les vélocités angulaires. Ceux de générations antérieures étaient trop volumineux et dispendieux pour être utilisés dans l'étude du mouvement humain. Au début des années 1990, une toute nouvelle classe de gyroscopes, plus petit et moins dispendieux appelés « Coriolis Vibratory Gyroscopes (CVG) », a fait son apparition sur le marché (Foxlin, 2002). Un CVG est une sorte de gyroscope mécanique qui ne fonctionne pas à partir d'une masse en rotation, mais plutôt à partir de l'oscillation d'une masse dont la direction varie en fonction de la force de Coriolis. Il existe une grande variété de CVG qui diffèrent en géométrie et qui ont différents modes de suspension. Ils sont fait d'éléments de quartz, céramique, métal et silicone et les mouvements d'oscillation (vibrations) sont générés et détectés par des senseurs piezoélectriques, magnétiques, électrostatiques ou optiques. Les gyroscopes possèdent plusieurs avantages dont : une utilisation sur de longues périodes de temps sans perte de performance; la cueillette d'un signal très faible en bruit; et leur rapidité pour échantillonner et mettre à jour les informations (Foxlin, 2002). Le problème majeur est qu'un gyroscope dérive (drift) avec le temps à cause de la fonction d'intégration (nécessaire à l'estimation de la posture) qui accumule des erreurs avec le temps. Ainsi, un modèle commercial peut dériver de plus de 1°/s, ce qui limite son utilisation à moins d'une minute. Cependant, ce problème peut être solutionné en utilisant des senseurs et des algorithmes très avancés et, après une certaine période de temps, en calibrant de nouveau le senseur dans une position connue. Une autre solution consiste à coupler le gyroscope avec d'autres types d'appareils qui réinitialisent son orientation.

1.2.4 Limite des appareils pris individuellement

Aucun des appareils décrits dans les paragraphes précédents ne suffit à lui-même pour déterminer l'orientation spatiale d'un objet. L'accéléromètre est d'une utilisation limitée parce que le vecteur résultant est une combinaison de l'accélération gravitationnelle et de l'accélération réelle de la masse de l'objet. De plus, il n'est pas possible de déterminer l'orientation d'un objet lorsque ce dernier tourne autour du vecteur gravitationnel. Le magnétomètre est très sensible aux champs magnétiques locaux et tout comme l'accéléromètre, l'orientation d'un objet ne peut être

estimée lorsque la rotation s'effectue autour de l'axe vectoriel du champ magnétique. Enfin, un gyroscope dérive avec le temps, ce qui fait qu'après une minute d'utilisation, une réinitialisation est nécessaire pour minimiser les erreurs. Par conséquent, l'idée derrière les système hybrides est d'utiliser les avantages de chaque senseur de manière à minimiser les sources possibles d'erreurs et à optimiser la recherche d'une solution.

1.2.5 Systèmes hybrides à deux capteurs : Accéléromètres et gyroscopes

Williamson et Andrews (2001) ont évalué un système hybride bidimensionnel (2D) composé d'un accéléromètre et d'un gyroscope monté sur la cuisse et sur la jambe d'un sujet. L'accéléromètre permettait (1) de réinitialiser et (2) de corriger le biais du gyroscope. L'erreur de mesure entre le système hybride et un goniomètre de référence se situait autour de 2°. Le système ne peut cependant mesurer que le déplacement angulaire d'un segment autour d'un axe horizontal (analyse planaire).

Mayagoitia *et al.* (2002) ont développé un système hybride à peu près identique à celui de Williamson et Andrews (2001) et qui combine accéléromètre et gyroscope pour évaluer les paramètres cinématiques de segment dans le plan sagittal. Le système hybride a été comparé à un système optique Vicon et l'erreur de mesure RMS était généralement inférieure à 7% de l'amplitude maximale (75% des cas). Plus spécifiquement l'erreur RMS sur l'angle de la cuisse était inférieure à 3°. Ce système souffre cependant des mêmes limites que celui de Williamson et Andrews (2001).

Un système développé en Allemagne combine gyroscopes, inclinomètres et potentiomètres pour quantifier les déplacements segmentaires nécessaires à l'utilisation d'un modèle capable d'estimer les charges à L5/S1 (Ellegast, 1998; Ellegast et Kupfer, 1999). Ce système a fait l'objet d'une étude de validation en le comparant à un système Vicon et il apparaîtrait être efficace pour déterminer les postures segmentaire en flexion (erreur < 5°) mais inadéquat en flexion latérale et en torsion (erreur > 20°). Par ailleurs, trois chercheurs (Veltink, Luinge, Baten) ont particulièrement concentré leurs efforts sur des systèmes composés d'accéléromètres (Luinge et Veltink, 2004; Veltink *et al.*, 1996) et sur des systèmes hybrides d'accéléromètres et gyroscopes (Luinge *et al.*, 1999; Veltink *et al.*, 2001; Veltink *et al.*, 2003; Baten *et al.*, 1996; Baten, 2000; Baten *et al.*, 2002). Ces systèmes ont été construits principalement pour évaluer l'inclinaison d'un segment par rapport au vecteur gravitationnel sur lequel est fixé le senseur. Les systèmes développés reposent sur un algorithme de traitement de données brutes et plus spécifiquement sur un filtre Kalman. Ce filtre permet de considérer les erreurs des senseurs et ainsi d'estimer la meilleure solution possible. Ces auteurs rapportent des erreurs RMS d'inclinaison de l'ordre de 2°(Luinge et Veltink, 2004).

1.2.6 Systèmes hybrides à trois capteurs

Ce sont des recherches sur Internet portant sur la réalité virtuelle qui ont permis de trouver des systèmes hybrides à trois capteurs. Deux sites ont particulièrement attiré notre attention : le

premier est un site commercial « Intersense Inc.[1] » fondé par Eric Foxlin qui fait la promotion de capteurs de mouvement 3D composés d'accéléromètres, de magnétomètres et de gyroscopes. Ce site rend disponible de la documentation sur les capteurs 3D et sur les méthodes de traitements de données mais elle n'est pas tout à fait complète. Ce système a été spécialement conçu pour évaluer les déplacements angulaires de la tête. Le boîtier contenant les capteurs est relativement petit (2,6 x 3,9 x 1,5 cm) et l'algorithme nécessaire au traitement des données est basé sur un filtre Kalman. Ce filtre fait en sorte d'éliminer la portion du signal des accéléromètres qui est due aux mouvements accélérés plutôt qu'à la gravité. Foxlin *et al.* (1998) vérifièrent l'exactitude de leur système au moyen d'un bras articulé et l'estimèrent à moins de 1,5° dans un mouvement dynamique rapide. Toutefois, les tests de validité sont très sommaires et ont été effectués sur des essais qui ne s'étendaient pas sur une longue période de temps (test de 2 à 3 s)), ce qui ne met pas vraiment à l'épreuve leur système face au problème de « drift » des gyroscopes.

Le second site[2] s'est révélé être une source majeure d'information autant sur les capteurs que sur le traitement des données. Il s'agit d'un groupe de chercheurs qui oeuvrent au sein du « Naval Postgraduate School » de Californie et qui s'intéresse également au domaine de la réalité virtuelle. La thèse de doctorat (disponible sur Internet) de l'un des chercheurs principaux, (Bachmann, 2000), décrit en détail non seulement les types de capteurs utilisés pour enregistrer les déplacements segmentaires mais également tout l'algorithme nécessaire au traitement des données. Leur système est constitué de trois accéléromètres, de trois magnétomètres et de trois gyroscopes tous montés dans un boîtier mesurant 10,1 x 5,5 x 2,5 cm. Les données recueillies des capteurs sont traitées par un filtre complémentaire, c'est-à-dire un filtre qui complémente les données du gyroscopes par celles des accéléromètres et des magnétomètres. Leur système a été validé qualitativement et quantitativement d'où une erreur de moins d'un degré a été rapportée (Bachmann *et al.*, 2003). Là encore, la validation était plutôt sommaire et de manière qualitative avec des sujets humains.

Ces deux systèmes apparaissent très prometteurs, car ils sont de petites dimensions et semblent posséder un niveau d'exactitude permettant l'analyse du mouvement humain de façon adéquate. En fait, le type de capteurs que nous avons sélectionné pour le dosimètre est similaire à celui de Bachmann (2000) et le logiciel utilisé pour traiter les données est basé en majeure partie des travaux de cet auteur.

1.3 Objectif

Le présent projet visait donc le développement d'un outil de mesure capable de quantifier les postures et les déplacements tridimensionnels (3D) du tronc[3] lors d'activités de travail de longue durée. En fait, il s'agissait de mettre au point un dosimètre de posture en réalisant la conception mécanique, le support informatique et la validation en termes d'exactitude et de reproductibilité.

[1] http://www.isense.com
[2] http://movesinstitute.org/bachmann/bachmannresearch.html
[3] Le tronc comprends le bassin et le thorax

2 MÉTHODOLOGIE

La mise au point de l'instrument de mesure nécessitait deux phases principales et plusieurs phases secondaires :

2. Mettre au point l'instrument de mesure
   2.1 Concevoir le design de l'instrument de mesure
      2.1.1 Les senseurs et leur localisation sur le thorax
      2.1.2 Intégration de l'information des senseurs
   2.2 Valider le prototype en laboratoire
      2.2.1 Sur un gabarit de calibrage
      2.2.2 Sur des sujets

Les sections qui suivent passent au travers de chacune des phases principales et secondaires.

2.1 Concevoir le design de l'instrument de mesure

Les travaux réalisés dans un projet précédent (Larue *et al.*, 2003) ont été très utiles pour concevoir le design de l'instrument de mesure. La figure 1 illustre le dernier prototype élaboré dans le projet antérieur. L'ancien modèle était composé de deux accéléromètres et d'un potentiomètre. Les accéléromètres étaient utilisés comme des inclinomètres et mesuraient les angles par rapport à la gravité. Deux accéléromètres triaxiaux étaient nécessaires afin de mesurer l'orientation du bassin et du thorax par rapport à la gravité. Le potentiomètre était utile pour mesurer l'orientation du thorax par rapport à celle du bassin. La principale limite de ce premier prototype était qu'il ne pouvait être utilisé que dans des conditions statiques ou quasi statique à cause de la trop grande sensibilité des accéléromètres aux accélérations.

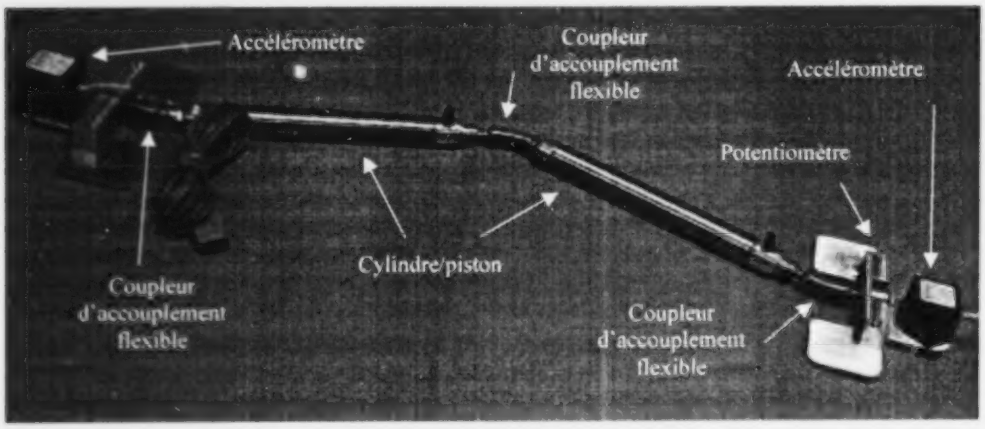


Figure 1 Dernier prototype du projet de (Larue et al., 2003)

2 MÉTHODOLOGIE

La mise au point de l'instrument de mesure nécessitait deux phases principales et plusieurs phases secondaires :

2. Mettre au point l'instrument de mesure
   2.1 Concevoir le design de l'instrument de mesure
      2.1.1 Les senseurs et leur localisation sur le thorax
      2.1.2 Intégration de l'information des senseurs
   2.2 Valider le prototype en laboratoire
      2.2.1 Sur un gabarit de calibrage
      2.2.2 Sur des sujets

Les sections qui suivent passent au travers de chacune des phases principales et secondaires.

2.1 Concevoir le design de l'instrument de mesure

Les travaux réalisés dans un projet précédent (Larue *et al.*, 2003) ont été très utiles pour concevoir le design de l'instrument de mesure. La figure 1 illustre le dernier prototype élaboré dans le projet antérieur. L'ancien modèle était composé de deux accéléromètres et d'un potentiomètre. Les accéléromètres étaient utilisés comme des inclinomètres et mesuraient les angles par rapport à la gravité. Deux accéléromètres triaxiaux étaient nécessaires afin de mesurer l'orientation du bassin et du thorax par rapport à la gravité. Le potentiomètre était utile pour mesurer l'orientation du thorax par rapport à celle du bassin. La principale limite de ce premier prototype était qu'il ne pouvait être utilisé que dans des conditions statiques ou quasi statique à cause de la trop grande sensibilité des accéléromètres aux accélérations.

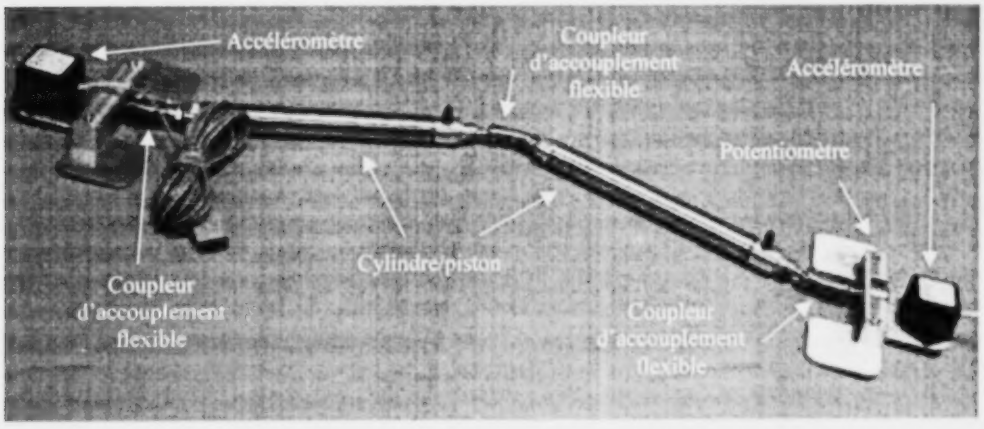


Figure 1 Dernier prototype du projet de (Larue et al., 2003)

Le nouveau modèle présenté à la figure 2 n'apparaît pas très différent du premier mais de nombreuses modifications ont été apportées. En bref, cet appareil qu'on a dénommé « dosimètre de posture » se compose de quatre parties : le senseur du bas, le senseur du haut, une structure flexible, séparée par un potentiomètre qui relie les deux senseurs d'orientation. La section qui suit décrit en détail les caractéristiques du nouveau prototype.

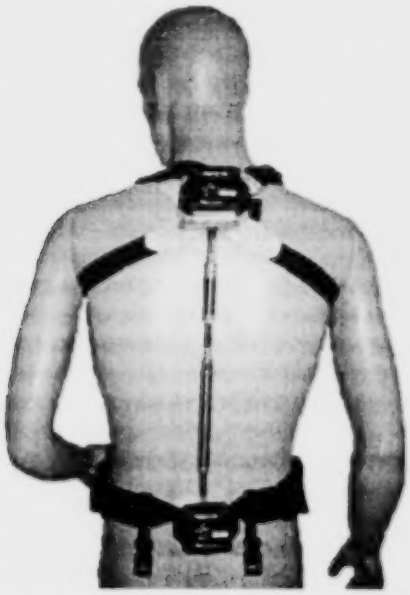


Figure 2 Illustration du dosimètre de posture

2.1.1 Les senseurs et leur localisation sur le tronc

Deux senseurs d'orientation de marque Micro Strain 3DM-G (Gyro Enhanced orientation sensors, Burlington) composent le dosimètre. Chaque senseur est capable de mesurer l'orientation spatiale locale du senseur par rapport à un système de référence terrestre. Ce système de référence est construit de façon à ce que l'axe des Z soit toujours orienté vers le centre de la terre, l'axe des X vers le Nord et l'axe des Y vers l'Est tel qu'illustré à la figure 3.

Figure 3 Illustration du senseur ainsi que du système de coordonnée terrestre

Le senseur pèse 40 grammes, a un volume de 72 cm^3 (64 mm x 64 mm x 25 mm) et contient neuf capteurs : trois magnétomètres orthogonaux qui mesurent le champ magnétique terrestre dans une étendue de ± 1 Gauss; trois accéléromètres orthogonaux qui évaluent l'accélération gravitationnelle de la terre dans une étendue de ± 2g; et enfin trois gyroscopes orthogonaux qui mesurent la vélocité angulaire du senseur dans une étendue de ± 300°/s. Les concepteurs de l'appareil évaluent la fidélité de leur appareil à 0,1°, l'exactitude à ± 5° et la résolution à 0,1°.

Les informations du senseur, c'est-à-dire son orientation par rapport au référentiel terrestre ainsi que les données des neuf capteurs, sont converties en signaux digitaux et transmis en bites par le biais d'un port sériel RS-232. La fréquence d'échantillonnage est imposé à 76 Hz.

Comme dans la version précédente du dosimètre, le premier senseur d'orientation Micro Strain est placé dans le dos au niveau de la première vertèbre thoracique et le second est fixé au niveau du sacrum de manière à obtenir le mouvement du thorax par rapport au bassin. Chaque senseur d'orientation œuvre de manière indépendante et ne nécessite aucun autre support. Néanmoins, ces appareils ont des limites qu'il ne faut pas sous-estimer. Pour parer à ces contraintes, un potentiomètre a été fixé sur une tige extensible qui relie les deux senseurs d'orientation, et ceci de manière à mesurer la torsion entre les deux senseurs. Il s'agit d'une mesure redondante qui sert à optimiser les résultats des deux autres senseurs. Le signal du potentiomètre (de marque AB: Allen-Bradley; Type W, hot molded panel; Mexique) est transmis à un ordinateur par le biais d'un convertisseur analogue/digital branché sur un port USB. Tous les signaux (senseurs d'orientation + potentiomètre) sont transmis à un ordinateur miniature de marque Casiopeia Five 230 MZ (Casio). Enfin, un ensemble de courroies élastiques permet de fixer aisément le dosimètre sur le sujet (figure 2).

2.1.2 Intégration de l'information des senseurs

Le développement informatique constituait une phase primordiale à l'utilisation du dosimètre. Les données de sortie des deux senseurs d'orientation et du potentiomètre nécessitaient un traitement au moyen d'un algorithme de moindres carrés qui optimisait la solution. Comme mentionné précédemment, chaque senseur d'orientation donnait neuf canaux de mesure : trois canaux pour les accéléromètres, trois canaux pour les magnétomètres et trois canaux pour les

gyroscopes. Le potentiomètre, quant à lui, ne donnait qu'une information c'est-à-dire la rotation longitudinale entre les senseurs. L'objectif final de la mesure est de calculer l'orientation relative du thorax par rapport au bassin (mesure relative) tout en connaissant l'orientation du bassin par rapport à un système de référence terrestre (mesure absolue). La figure 4 illustre le plan général de transformation des données. Sommairement, le logiciel a pour but d'optimiser le calcul de l'orientation des senseurs. Dans un premier temps, les données du senseur du thorax et celui du bassin sont transformées en quaternions puis traitées dans un filtre complémentaire par une méthode des moindres carrés. Ensuite à partir des quaternions du thorax (q_t) et du bassin (q_b) un quaternion relatif (q_r) thorax/bassin est calculé d'où la valeur $\tau_{dosimètre}$ c'est-à-dire la rotation longitudinale entre les senseurs est retranchée. Cette valeur est optimisée par celle obtenue au moyen du potentiomètre (τ_{pot}) à l'aide d'une méthode par moindres carrés pour obtenir un quaternion relatif (q_r) optimisé. Ce dernier passe ensuite par une série de traitement pour finalement obtenir les angles relatifs et absolus du bassin et du thorax.

La transformation initiale des données en quaternions, plutôt qu'en une matrice de cosinus directeurs ou angles de Cardan/Euler, est nécessaire, car elle facilite beaucoup le traitement des données. Ainsi, les quaternions ont l'avantage de ne compter que quatre termes au lieu des neuf d'une matrice de cosinus directeurs (3 x 3). Leur utilisation fait en sorte que le nombre d'opérations mathématiques est réduit et élimine de coûteux calcul (en termes de temps) impliquant les fonctions trigonométriques (Bachmann et al., 2003). Il n'est toutefois pas du cadre de ce rapport d'expliquer ce qu'est un quaternion et le lecteur est encouragé à consulter le livre de Kuipers (2002) pour de plus amples informations sur ce sujet.

La figure 5 illustre plus en détails la première partie du logiciel de transformation qui consiste à traiter les données dans un filtre complémentaire et la figure 6 l'intégration du potentiomètre dans la routine des moindres carrés. Ce filtre est appelé de cette manière parce que les données du gyroscopes, c'est-à-dire les vélocités angulaires une fois intégrées, servent à estimer une orientation initiale du senseur dont la valeur est complémentée par les données obtenues des accéléromètres et des magnétomètres. Dans le cadre de ce projet, les grandes lignes du filtre seront présentées dans les prochaines sections.

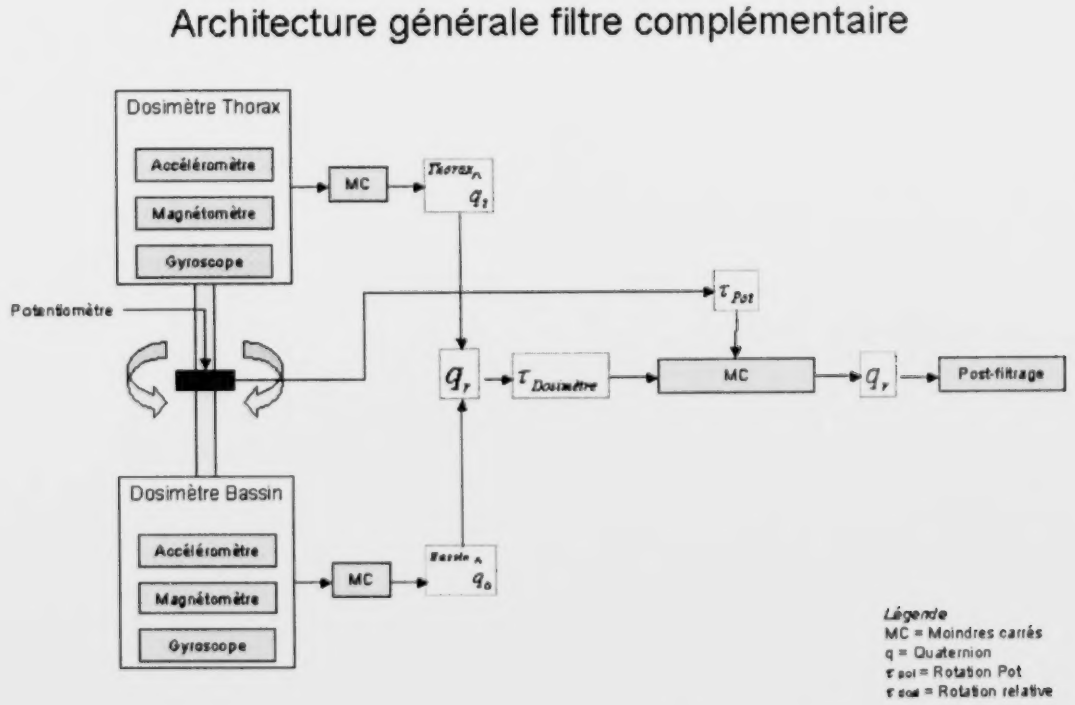


Figure 4 Architecture générale de l'algorithme

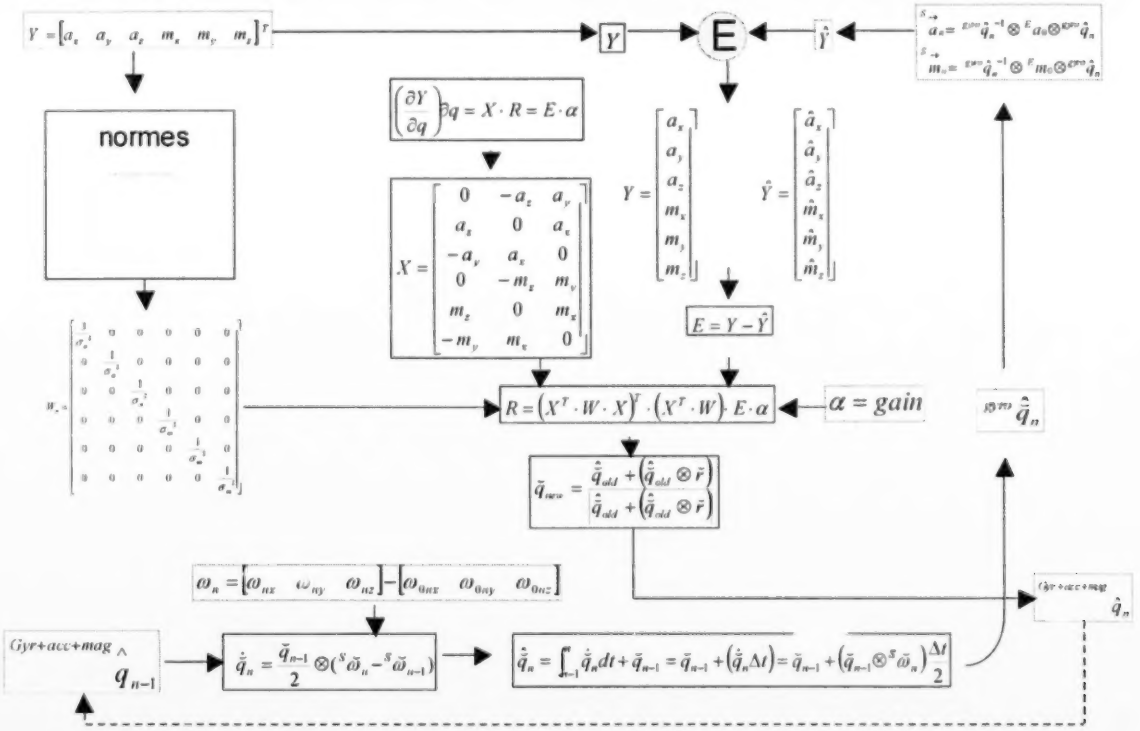


Figure 5 Illustration du filtre complémentaire

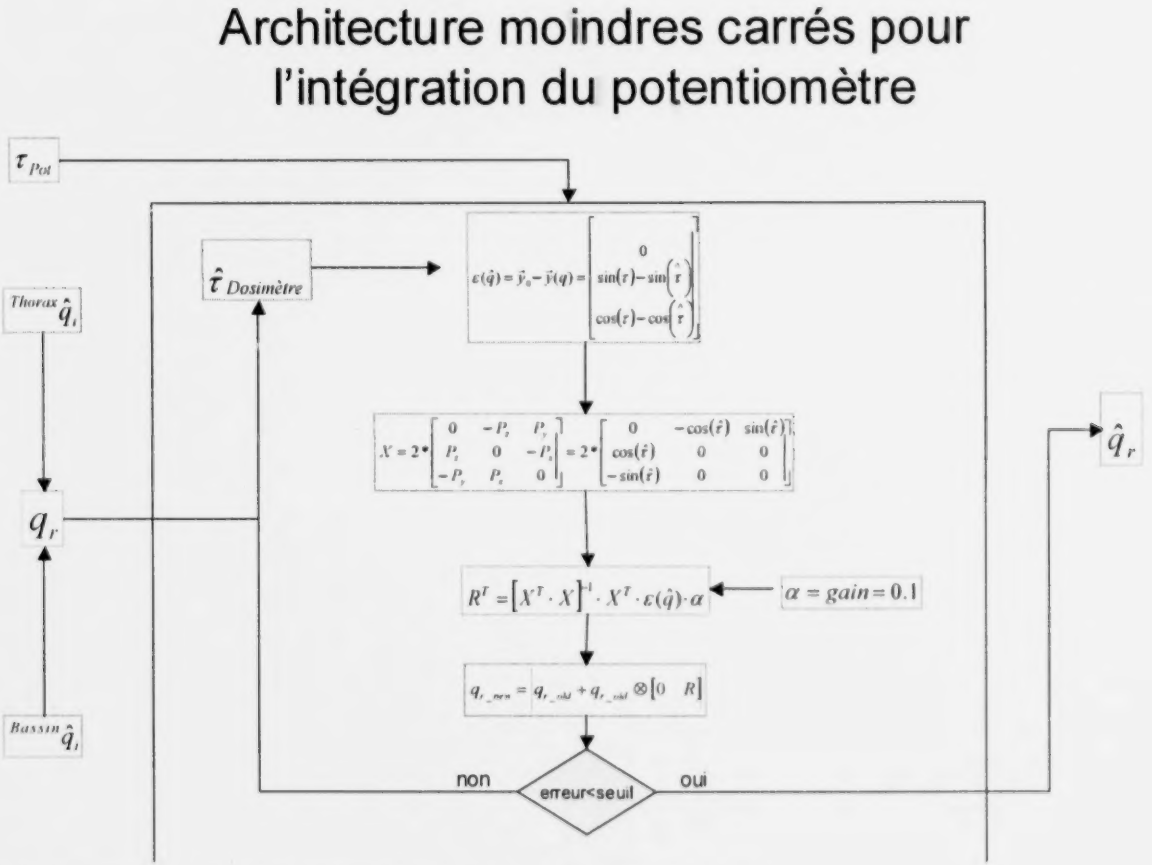


Figure 6 Intégration du potentiomètre dans la routine des moindres carrés

2.1.2.1 Filtre complémentaire

Cette section décrit les étapes essentielles du filtre complémentaire pour estimer l'orientation d'un senseur à partir des données des accéléromètres, des magnétomètres et des gyroscopes. On retrouve des informations détaillées sur le filtre dans Bachmann (2000), McGee et al. (2001) et Bachmann *et al.* (2003) mais toutefois, quelques changements ont été apportés pour l'adapter à notre problématique.

2.1.2.1.1 Calcul de l'orientation à partir des accéléromètres et des magnétomètres

La forme générale pour les quaternions est la suivante :

$$\breve{q} = [w \quad x \quad y \quad z] \qquad 1$$

L'accélération gravitationnelle ($\breve{g}$) dans le référentiel global (E= Earth) est :

$$^{E}\breve{a} = [0 \quad g \quad 0 \quad 0] \qquad 2$$

La lecture de l'accéléromètre dans le système local du senseur (S) :

$$^{S}\breve{a} = [0 \quad a_x \quad a_y \quad a_z] \qquad 3$$

Soit $\breve{q}_t$ 'orientation du capteur au temps t, dans les cas où la seule accélération est l'accélération gravitationnelle, la lecture de l'accéléromètre devrait être :

$$^{S}\breve{a}_t = \breve{q}_t^{-1} \otimes {}^{E}\breve{a} \otimes \breve{q}_t \qquad 4$$

où l'opérateur $\otimes$ indique le produit de quaternions. Cette équation nous suggère la possibilité de calculer un quaternion si l'on connaît les composantes du vecteur gravitationnelle exprimées dans les deux référentiels :

$$\breve{q}_t = Opération(^{S}\breve{a}_t, {}^{E}\breve{a}_t) \qquad 5$$

La procédure « *Opération* » est détaillée en annexe A. Malencontreusement, le quaternion déduit, q, demeurera constant si le corps sur lequel est fixé le senseur tourne autour de son axe vertical. Il s'agit d'une limitation importante des accéléromètres, car tout ce qui tourne autour de l'axe vertical ne peut être mesuré. Pour éliminer l'ambiguïté, un autre vecteur est essentiel et c'est la raison pour laquelle un magnétomètre dont le vecteur pointe vers le champs magnétique terrestre est nécessaire. L'orientation initiale du magnétomètre est :

$$^{S}m_t = [0 \quad m_x \quad m_y \quad m_z] \qquad 6$$

Si on assume que les axes de l'accéléromètre et du magnétomètre sont alignés et que les magnétomètres mesurent parfaitement les trois composantes du champs magnétique, le même quaternion, q, de l'équation (4) est approprié. Ainsi, l'orientation du champ magnétique dans le référentiel global est donné par :

$$^{E}\breve{m}_t = \breve{q}_t \otimes {}^{S}\breve{m}_t \otimes \breve{q}_t^{-1} \qquad 7$$

Avec

$$^{E}\breve{m}_t = [0 \quad m_{xt} \quad m_{yt} \quad m_{zt}] \qquad 8$$

Au temps « t » l'orientation du capteur $\breve{q}_t$ à la lecture du magnétomètre devrait être :

$$\breve{q}_t = Opération(^{S}\breve{m}_t, {}^{E}\breve{m}_t) \qquad 9$$

Pour les mêmes raisons que pour l'accéléromètre, une rotation autour de l'axe du champ magnétique ne peut être mesurée par le magnétomètre. Ce n'est que lorsque les informations de l'accéléromètre et du magnétomètre sont combinées qu'une solution unique est trouvée. Il faut toutefois assumer que sur une période de temps prolongée, l'accéléromètre ne retourne que les composantes gravitationnelles. Dans le cas spécial où le senseur est en phase statique et la lecture du gyroscope nulle, une solution sans passage par le filtre complémentaire est possible. L'annexe B présente cette solution alternative.

2.1.2.1.2 Calcul de l'orientation à partir des gyroscopes

Le gyroscope est le seul instrument pouvant donner les trois degrés de libertés de rotation. À la lecture du gyroscope, on retrouve le vecteur de vélocité angulaire ω dans le système de coordonnées local (x,y,z) :

$$^{S}\omega_n = \begin{bmatrix} 0 & \omega_{nx} & \omega_{ny} & \omega_{nz} \end{bmatrix} \qquad 10$$

Le taux de variation du quaternion ($\dot{\breve{q}}$) est le suivant au temps n :

$$\dot{\breve{q}}_n = \frac{\breve{q}_{n-1}}{2} \otimes (^{S}\breve{\omega}_n - ^{S}\breve{\omega}_{n-1}) \qquad 11$$

La valeur prédite de l'orientation du senseur au temps n ($\hat{q}_n$) sera donnée par :

$$\hat{\breve{q}}_n = \int_{n-1}^{n} \dot{\breve{q}}_n dt + \breve{q}_{n-1} = \breve{q}_{n-1} + \left(\dot{\breve{q}}_n \Delta t\right) = \breve{q}_{n-1} + \left(\breve{q}_{n-1} \otimes ^{S}\breve{\omega}_n\right)\frac{\Delta t}{2} \qquad 12$$

où le chapeau sur le quaternion exprime la valeur prédite. Dans la situation où les données du gyroscope sont exemptes d'erreurs et de biais, le taux de variation du quaternion peut être intégré sur une période de temps illimitée pour déterminer l'orientation du corps rigide sur lequel le tenseur est attaché. Le filtre est utile lorsque les gyroscopes dérivent (drift) avec le temps à cause de la fonction d'intégration (nécessaire à l'estimation de la posture) qui accumule des erreurs avec le temps.

2.1.2.1.3 Calcul de l'orientation à partir des données combinées des gyroscopes, accéléromètres et magnétomètres

Les limites de chacun des capteurs font en sorte qu'ils sont contaminés par des erreurs importantes, ce qui limite leur utilisation sur une base individuelle. Ainsi, le regroupement des données issues de tous les capteurs devrait permettre de tirer profit de cette redondance et par conséquent devrait améliorer l'exactitude des résultats. Comme indiqué précédemment, le filtre permet de complémenter l'orientation prédite des gyroscopes ($^{gyro}\hat{q}_n$) avec les données obtenues des accéléromètres et des magnétomètres. L'objectif de l'optimisation est de minimiser la différence entre ce que les accéléromètres et les magnétomètres mesurent et ce qu'ils sont supposés mesurer tel qu'estimé par les gyroscopes. La première étape consiste donc à transformer tous les vecteurs dans le même système de coordonnées, c'est-à-dire dans le système de coordonnées local (s). À partir de $^{gyro}\hat{q}_n$ (figure 5), l'orientation connue dans le système global de l'accéléromètre $^{E}\breve{a}$ (équation 2) ainsi que celle du magnétomètre $^{E}\breve{m}$ (équation 7) est transformée dans le système de coordonnée local (s):

$$\overset{S}{\rightarrow}{a_n} = {}^{gyro}\hat{q}_n^{-1} \otimes {}^{E}a_0 \otimes {}^{gyro}\hat{q}_n \qquad 13$$

$$\overset{S}{\rightarrow}{m_n} = {}^{gyro}\hat{q}_n^{-1} \otimes {}^{E}m_0 \otimes {}^{gyro}\hat{q}_n \qquad 14$$

Cela nous permet de calculer des valeurs estimées pour les mesures :

$$\hat{Y} = \begin{bmatrix} \hat{a}_x & 0 & 0 \\ 0 & \hat{a}_y & 0 \\ 0 & 0 & \hat{a}_z \\ \hat{m}_x & 0 & 0 \\ 0 & \hat{m}_y & 0 \\ 0 & 0 & \hat{m}_z \end{bmatrix} \quad \hat{Y} = \begin{bmatrix} \hat{a}_x \\ \hat{a}_y \\ \hat{a}_z \\ \hat{m}_x \\ \hat{m}_y \\ \hat{m}_z \end{bmatrix} \qquad 15$$

sous les contraintes que :

$$\begin{aligned} 1 &= \hat{a}_x^2 + \hat{a}_y^2 + \hat{a}_z^2 \\ 1 &= \hat{m}_x^2 + \hat{m}_y^2 + \hat{m}_z^2 \end{aligned} \qquad 16$$

Les variables en majuscule indique une matrice. Les valeurs mesurées se retrouvent sous cette forme :

$$Y = \begin{bmatrix} a_x & 0 & 0 \\ 0 & a_y & 0 \\ 0 & 0 & a_z \\ m_x & 0 & 0 \\ 0 & m_y & 0 \\ 0 & 0 & m_z \end{bmatrix} \quad Y = \begin{bmatrix} a_x \\ a_y \\ a_z \\ m_x \\ m_y \\ m_z \end{bmatrix} \qquad 17$$

sous les contraintes que :

$$\begin{aligned} 1 &= a_x^2 + a_y^2 + a_z^2 \\ 1 &= m_x^2 + m_y^2 + m_z^2 \end{aligned} \qquad 18$$

Ensuite la différence entre les valeurs mesurées et les valeurs prédites est calculée :

$$E = Y - \hat{Y} \qquad 19$$

L'optimisation consiste à minimiser la somme des carrés des erreurs :

$$\varphi = E^t E \qquad 20$$

Une méthode itérative par moindres carrés (itération de Gauss-Newton) est utilisée pour trouver la solution. La variation de la matrice Y qui n'est fonction que du quaternion q est proportionnelle à la matrice d'erreur E. On trouve donc :

$$\left(\frac{\partial Y}{\partial q}\right)\partial q = E \cdot \alpha \qquad 21$$

où alpha est un scalaire positif (gain) qui sert à ajuster le niveau de correction. Ce terme sera discuté plus en détail dans la prochaine section. La dérivation de ∂Y par rapport à ∂q donne la matrice X simplifiée :

$$X = 2 + \begin{bmatrix} 0 & -a_z & a_y \\ a_z & 0 & a_x \\ -a_y & a_x & 0 \\ 0 & -m_z & m_y \\ m_z & 0 & m_x \\ -m_y & m_x & 0 \end{bmatrix} \quad R = \begin{bmatrix} \Delta\theta_x \\ \Delta\theta_y \\ \Delta\theta_z \end{bmatrix} \quad R = \begin{bmatrix} \omega_x \\ \omega_y \\ \omega_z \end{bmatrix} \Delta t \qquad 22$$

On obtient alors :

$$\left(\frac{\partial Y}{\partial q}\right)\partial q = X \cdot R = E \cdot \alpha \qquad 23$$

où R est le vecteur colonne de la variation de rotation du quaternion. Puisque la matrice X n'est pas carré, elle n'a pas d'inverse; il faut donc la multiplié par sa transposé. Une matrice W (6 x 6) de poids basé sur la variance (σ^2) peut être utile ici afin de diriger les résultats vers les capteurs les plus sûrs :

$$W_\alpha = \begin{bmatrix} \frac{1}{\sigma_x^2} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \frac{1}{\sigma_x^2} & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1}{\sigma_x^2} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{\sigma_m^2} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{\sigma_m^2} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{\sigma_m^2} \end{bmatrix} \qquad 24$$

On retrouve donc cette équation :

$$\left(X^T \cdot W\right) \cdot X \cdot R = \left(X^T \cdot W \cdot X\right) \cdot R = \left(X^T \cdot W\right) \cdot E \cdot \alpha \qquad 25$$

La matrice carré ainsi formée étant inversible, il est possible d'isoler la matrice colonne R :

$$R = \left(X^T \cdot W \cdot X\right)^{-1} \cdot \left(X^T \cdot W\right) \cdot E \cdot \alpha \qquad 26$$

La valeur finale du quaternion (q_{new}) est donc mise à jour en utilisant la variation de rotation (matrice colonne R) calculée par :

$$\bar{q}_{new} = \frac{\hat{\bar{q}}_{old} + \left(\hat{\bar{q}}_{old} \otimes \bar{r}\right)}{\left|\hat{\bar{q}}_{old} + \left(\hat{\bar{q}}_{old} \otimes \bar{r}\right)\right|} \qquad 27$$

dans laquelle la variation du quaternion est exprimée sous la forme d'un quaternion.

Finalement, la méthode d'optimisation par moindres carrés est itérative, par conséquent, le quaternion ajusté ($\bar{q}_{new}$) peut être testé de nouveau jusqu'à ce que l'erreur soit minimisée.

2.1.2.1.4 Ajustement du gain alpha (α)

L'ajustement du filtre complémentaire à partir du gain α est un facteur ayant un impact majeur sur le niveau de correction apporté à la valeur prédite du gyroscope. Il n'y a pas de méthode idéale pour ajuster ce gain et les critères d'ajustement peuvent varier énormément. Un premier critère cependant, c'est que le gain α doit se situer entre 0 et 1; 0 signifiant qu'aucune correction à la valeur prédite du gyroscope n'est effectuée et que cette valeur reste identique; et 1 indiquant une correction complète de la valeur du gyroscope à partir des accéléromètres et des magnétomètres (élimination du gyroscope). La difficulté consiste à reconnaître les situations dans lesquelles les valeurs des accéléromètres et des magnétomètres sont correctes. Les gyroscopes, quant à eux, ne sont fiables que sur une courte période de temps à cause du biais systématique (drift) qui les caractérise. L'élimination du biais s'effectue par une remise à zéro des gyroscopes lorsque les données des accéléromètres et celles des magnétomètres sont justes.

Un second critère sélectionné consiste à utiliser la norme des trois canaux des accéléromètres, ainsi que celle des trois canaux des magnétomètres. Dans le cas des accéléromètres, la valeur de la norme devrait se situer autour de 1 g lorsque le senseur se retrouve dans une situation statique ou quasi-statique. Pour ce qui est des magnétomètres, la norme devrait aussi se situer autour de 1 unité (normalisée) lorsqu'il n'existe pas de champs magnétiques locaux qui pourraient perturber la lecture du champ magnétique terrestre. Lorsque la norme s'écarte de la valeur de référence, on utilise une fonction Gaussienne pour déterminer le poids des accéléromètres et des magnétomètres. La figure 1 illustre la condition dans laquelle la norme des accéléromètres atteint (au temps t) 1,05 g ce qui lui vaut un poids relatif de 0,42 (inverse de la variance).

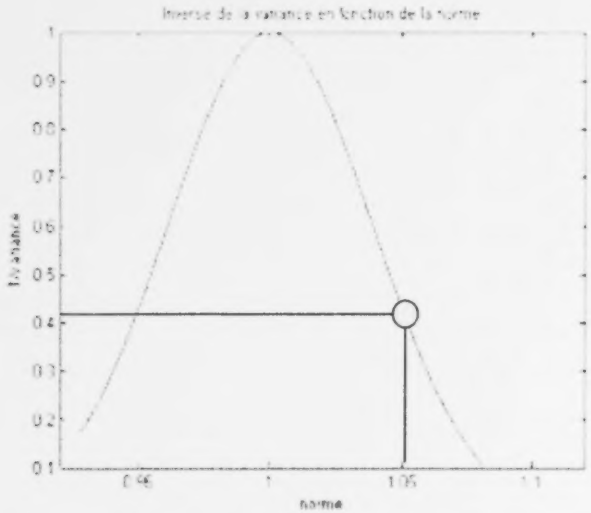


Figure 7 Courbe Gaussienne pour déterminer le poids relatif du capteur

On procède de manière identique pour déterminer le poids relatif des magnétomètres. Une fois ces deux valeurs connues, on sélectionne le poids du capteur ayant la plus petite valeur. Antérieurement, les poids des accéléromètres et des magnétomètres étaient combinés (calcul de la moyenne) mais après de nombreux essais, il apparût plus adéquat de sélectionner le poids du capteur ayant la plus faible valeur. Finalement on détermine la valeur de alpha à l'aide de cette équation :

$$\alpha = (\text{Poids}_{\text{capteur}})^{\text{exp}} * \text{CTE} \qquad 28$$

L'exposant (exp) et la constante (CTE) sont deux variables qui permettent d'ajuster le gain α . La valeur de l'exposant a pour objectif d'accélérer la correction des données sur les gyroscopes lorsque la variance des accéléromètres ou des magnétomètres augmente (poids diminue). La valeur de la CTE permet de limiter la valeur de correction, la valeur maximale étant 1 et la valeur

minimale 0. Il faut noter ici que la matrice poids (24) n'a pas été utilisée dans le cadre de cette validation et que seul le gain α pouvait affecter le niveau de correction.

2.1.2.2 Intégration du potentiomètre

L'étape qui suit le calcul du quaternion du bassin et du thorax (figure 6) consiste à déterminer le quaternion relatif ($\hat{q}_{relatif}$) du thorax par rapport au bassin, c'est-à-dire :

$$\hat{q}_{relatif} = \frac{{}^{Tronc}\hat{q}_t}{{}^{Bassin}\hat{q}_t} \qquad 29$$

Une partie de l'information contenue dans le $\hat{q}_{relatif}$ peut être optimisée par les données du potentiomètre. La première étape consiste à calculer la torsion de $\hat{q}_{relatif}$ en utilisant la technique de (Crawford *et al.*, 1999) (annexe C). L'angle de torsion τ obtenue du $\hat{q}_{relatif}$ est alors comparée à la valeur mesurée du potentiomètre pour être optimisée par une méthode de moindres carrés (figure 1) :

$$E = Y - \hat{Y} = \begin{bmatrix} 0 \\ \sin(\tau) - \sin\left(\hat{\tau}\right) \\ \cos(\tau) - \cos\left(\hat{\tau}\right) \end{bmatrix} \qquad 30$$

L'optimisation consiste à minimiser la somme des carrés des erreurs :

$$\varphi(q) = E^T \cdot E \qquad 31$$

Une méthode itérative par moindres carrés (itération de Gauss-Newton) est utilisée pour trouver la solution :

$$R = \left[X^T \cdot X\right]^{-1} \cdot X^T \cdot E \cdot \alpha \qquad 32$$

La matrice X est définie par :

$$X \cdot R = \left[\frac{\partial y}{\partial q}\right] \partial q \qquad 33$$

où :

$$X=2*\begin{bmatrix} 0 & -\cos(\hat{\tau}) & \sin(\hat{\tau}) \\ \cos(\hat{\tau}) & 0 & 0 \\ -\sin(\hat{\tau}) & 0 & 0 \end{bmatrix} \qquad 34$$

Le terme α (équation 32) est une valeur (gain) qui sert à ajuster le niveau de correction. Une difficulté (possibilité d'une singularité de la matrice X) fait en sorte de rendre nécessaire la procédure appelée « incremental rotation quaternion ». La valeur finale du quaternion (q_{r_new}) est donc mise à jour par l'équation 27.

2.1.2.3 Transformation finale des données

L'étape finale consiste à transformer le quaternion relatif ($\hat{q}_{relatif}$) du thorax par rapport au bassin en trois composantes de rotation selon la technique de Grood et Suntay (1983) (annexe D). Trois angles sont ainsi définies : (1) l'angle alpha (α) de flexion/extension; (2) l'angle gamma (γ) de torsion; (3) et l'angle bêta (β) d'abduction/adduction. Dans le système de coordonnées global (Earth), l'angle de flexion (α) correspond à l'angle entre Xb (ou Xt) et l'axe gravitationnel autour de Yb (ou Yt) (figure 8). L'angle de torsion (γ) se définit entre l'axe Yb et l'axe EST autour de l'axe gravitationnelle. L'angle de flexion latérale (β) est défini par le complément de l'angle entre l'axe Yb (ou Yt) et l'axe gravitationnelle dans le plan contenant les vecteurs des deux axes. Dans le système de coordonnée local, l'angle de flexion (α) correspond à l'angle entre Xb et Xt autour de Yb (figure 8). L'angle de torsion (γ) se définit entre l'axe Yt et l'axe Yb autour de l'axe Xt. L'angle de flexion latérale (β) est défini par le complément de l'angle entre l'axe Xt et l'axe Yb dans le plan contenant les vecteurs de ces deux axes. De cette manière, il est plus facile d'interpréter les résultats.

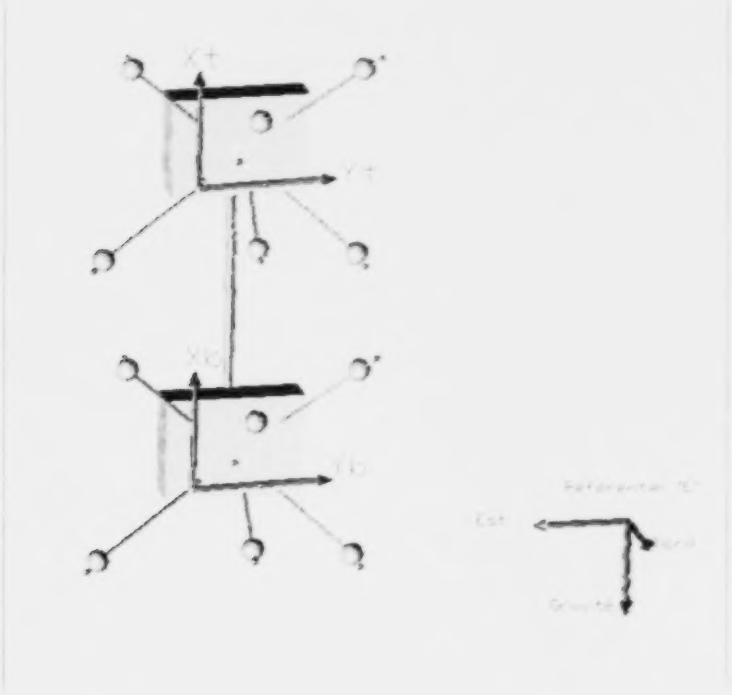


Figure 8 Illustration des systèmes de coordonnées global et local

2.2 Valider le prototype en laboratoire

Les données enregistrées avec l'instrument sont : 1) la posture angulaire du thorax ainsi que les déplacements angulaires du thorax par rapport au bassin dans des conditions aussi bien statique que dynamique. La posture correspond à la position (ou orientation) du corps à un instant donné dans l'espace, tandis que les déplacements angulaires définissent les mouvements de rotation d'une posture à une autre (ou d'un segment par rapport à l'autre).

Les variables :

1) Trois angles articulaires (Grood et Suntay, 1983) tels que définis en 2.1.2.3 : rotation d'un angle alpha (α) autour de l'axe de flexion-extension; rotation gamma (γ) autour de l'axe de torsion et rotation bêta (β) d'abduction/adduction
2) Trois angles articulaires relatifs (Grood et Suntay, 1983) entre 2 systèmes de coordonnées, un fixe (le bassin et l'autre mobile (thorax).

Le design expérimental consistait à comparer les postures ainsi que les déplacements angulaires (α,β,γ) entre le dosimètre et un instrument de référence (validation critériée). L'étalon de mesure utilisé pour effectuer la comparaison était le système optoélectronique « Optotrak » (Northern Digital Inc.). Le système d'acquisition « Optotrak » est un système qui permet une reconstruction 3D de marqueurs actifs DEL (diodes électroluminescentes) par rapport à un système global de référence. Ces DEL émettent un signal infrarouge qui est capté par les caméras. Un groupe de trois caméras constituent une « colonne » d'acquisition. Les trois caméras d'une colonne sont disposées sur un même axe et sont orientées vers un même point. Lorsqu'une DEL est visible par les trois caméras d'une colonne, le système estime les coordonnées 3D. L'Optotrak a été utilisé avec quatre colonnes (12 caméras) disposées aux quatre coins de la pièce. Lorsque trois repères et plus sont fixés sur un corps rigide et que leurs coordonnées 3D sont connues, il est possible d'établir pour ce corps rigide un système de coordonnées local. Lorsque deux corps rigides possèdent chacun leur système de coordonnées, l'orientation d'un corps par rapport à l'autre est facilement déduite au moyen d'une matrice de cosinus directeur [R] de laquelle les quaternions et les angles de Grood et Suntay, (1983) peuvent être estimés. Pour toutes les conditions expérimentales, neuf marqueurs actifs DEL placés à l'extrémité de tiges de bois ont été fixés sur le senseur du thorax et sur le senseur du bassin de manière à toujours connaître leur orientation (figure 9). L'erreur du système Optotrak a été évaluée et elle ne devrait pas dépasser 2° au maximum et 0,6° en moyenne (Annexe E).

Le dispositif de mesure a été testé en fonction de sa fidélité à répliquer la mesure, de son exactitude (validité) à estimer la mesure et de sa sensibilité (résolution) à détecter les déplacements.

Deux types de validation ont été réalisées soient avec un gabarit de calibrage et avec des sujets humains. Les deux types de validation sont nécessaires. La condition avec gabarit de calibrage permet de reproduire avec certitude des postures complexes (combinaisons de flexion, inclinaison latérale et rotation axiale) qui peuvent être difficilement reproduites par un sujet humain. La condition avec sujets humain permet d'assurer la validité externe (mouvements) de la validation de l'instrument.

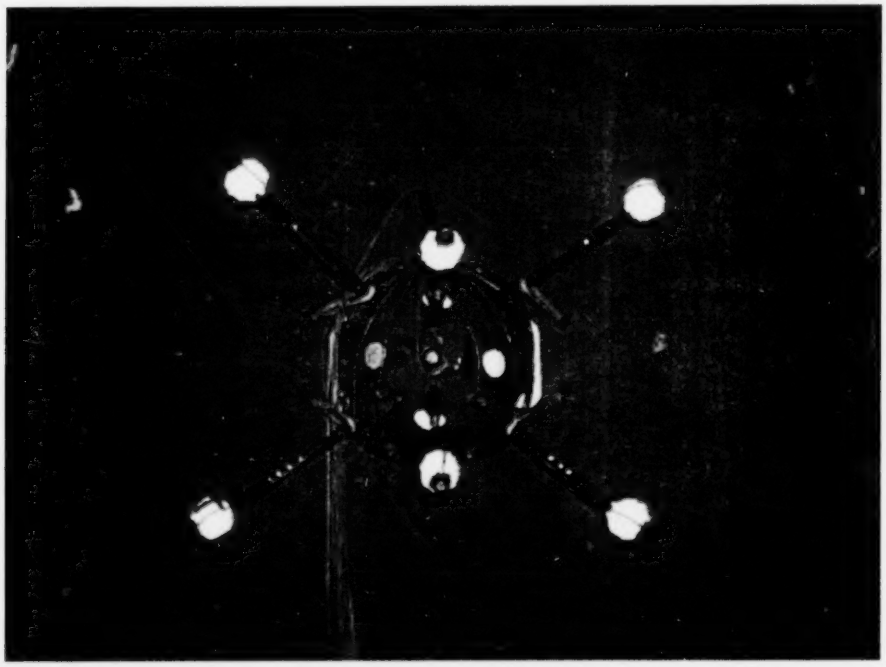


Figure 9 Illustration de la position des LED d'Optotrak

2.2.1 Validation sur un gabarit de calibrage

Cette validation consistait à orienter le gabarit de calibrage sur lequel était fixé le dosimètre dans des angles connus de flexion avant, de flexion latérale et de torsion dans les principaux axes de rotation ainsi que dans une combinaison de ceux-ci. L'exactitude des postures angulaires entre le dosimètre et le **Système Optoélectronique de Référence (SOR)** a été estimée et le test a été répété par la suite à trois reprises de manière à vérifier la fidélité des mesures.

Le gabarit se déplaçait de manière à simuler les mouvements possibles du thorax en flexion/extension, flexion latérale et torsion. Le gabarit n'était pas gradué avec précision et ne servait qu'à positionner les senseurs dans une orientation spécifique. La figure 10 montre les axes autour desquels pivotait le gabarit pour obtenir les différentes positions désirées.

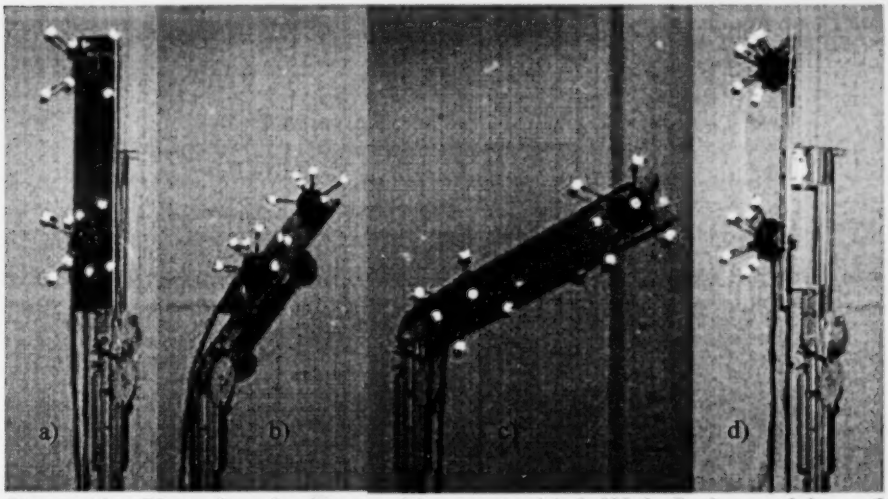


Figure 10 Photo du gabarit en position neutre (a), à 60° de flexion antérieure (b), à 60° de flexion latérale (c) et à 60° de torsion (d).

La validation sur gabarit a été effectuée dans les jours précédents celle avec les sujets humains. Les deux senseurs du dosimètre de posture ont été fixés sur la surface inclinable du gabarit et les deux senseurs étaient par conséquent disposés de manière à toujours donner la même orientation. Chaque enregistrement débutait par une phase de mise à zéro et consistait à placer le gabarit dans une position neutre verticale pendant une période de dix secondes et dans laquelle toutes les rotations autour des axes de flexion/extension, de flexion latérale et torsion étaient égales à zéro. Ensuite, le gabarit était déplacé autour d'un ou de plusieurs axes de rotation et maintenu dans une position spécifique pendant 10 secondes. Une fois cet essai complété, le gabarit était déplacé de nouveau pour être maintenu dans une nouvelle position pendant 10 secondes. Au total 343 positions ont été testées, ce qui reproduit les combinaisons suivantes (7 x 7 x 7) : flexion avant ou arrière (0°, -15°, 30°, -45°, 60°, -75°, 90°), flexion latérale (0°, -15°, 30°, -45°, 60°, -75°, 90°) et torsion (0°, -15°, 30°, -45°, 60°, -75°, 90°). Pour les postures combinées, l'ordre de rotation était toujours le même soit la flexion avant suivi de la flexion latérale pour terminer par la torsion. La variable indépendante était la position du gabarit enregistrée par le système « Optotrak » et la variable dépendante était l'orientation des senseurs donnée par le dosimètre de posture. La différence entre les résultats du dosimètre et ceux d'Optotrak a été comparé sur 343 postures. Finalement afin d'évaluer si l'erreur se reproduit entre les mêmes conditions, le test de validité à été répété à trois reprises.

2.2.2 Validation sur sujets humains

La validation sur sujets humains s'est effectuée en deux étapes : 1) une validation statique et une validation dynamique à vitesses variables sur une courte période de temps (moins de 30 s) et 2) et une validation dynamique sur une longue période de temps (30 minutes).

Six sujets ont participé à cette validation et la valeur moyenne (écart-type ou ET) de l'âge, du poids et de la taille étaient respectivement de 32 ans (ET = 12), de 67,4 kg (ET = 15,4), et de 1,74 m (ET = ,05). Les sujets étaient volontaires, non rémunérés et recrutés parmi l'entourage immédiat du responsable. Ils ont été préalablement interrogés afin de s'assurer qu'ils ne souffraient pas de douleurs au dos et n'avaient pas subi de blessures au dos ayant fait objet de consultations. Ils devaient signer le formulaire de consentement avant de pouvoir participer à l'étude. Le formulaire a préalablement été approuvé par le comité de déontologie de l'Université du Québec à Montréal.

Pour tous les sujets, le dosimètre était installé sur le bassin et sur le thorax d'un sujet au moyen d'un harnais ajustable (figure 11). La limite supérieure du senseur du haut (thorax) se situait au niveau de la vertèbre T1, tandis que la limite supérieure de celui du bas (bassin) se situait vis-à-vis la vertèbre S1. La validation consistait à demander au sujet de se placer dans des postures statiques ou encore d'exécuter une tâche dynamique de manutention dans des conditions définies préalablement. Comme pour la validation avec le gabarit, les postures angulaires estimées par le dosimètre ont été comparées à celles recueillies par Optotrak (comme critère de référence).

Figure 11 Illustration du harnais et de la position des senseurs

2.2.2.1 Validations statique et dynamique de moins de 30 s

Validation statique : Comme pour la validation sur gabarit, chaque enregistrement débutait par une période de mise à zéro. Pour cette validation, le sujet devait adopter et maintenir vingt postures statiques pendant dix secondes chacune. Le sujet devait aussi maintenir les pieds parallèles et fixes au sol à la largeur des épaules afin de contraindre le sujet à bouger au niveau du tronc et non au niveau des membres inférieurs. Les postures étaient induites au sujet par l'emplacement de boîtes empilées et disposées devant le sujet. Comme le montre la figure 12, il y avait cinq piles de quatre boîtes de haut. La première pile était placée devant le sujet et les quatre autres à 45 et 90 degrés à gauche et à droite du sujet. Les hauteurs de préhension des boîtes étaient à 20, 44, 68, 92 cm du sol et celles-ci éloignées à 40 cm des pieds du sujet. Deux essais par condition expérimentale ont été effectués.

Figure 12 Photo de l'expérimentation lors de la tâche statique avec sujet

Validation dynamique : Dans cette condition expérimentale, le sujet devait déplacer une boîte vide (largeur, profondeur, hauteur = 40 x 30 x 25 cm) dont la séquence de mouvement était la suivante : départ en position neutre (debout à la verticale; pause de 10 secondes), préhension de la boîte en hauteur devant, dépôt au sol devant, reprise et dépôt à 90° à gauche, reprise et dépôt à 90° à droite, reprise et dépôt final au sol devant, retour en position neutre. Les pieds étaient maintenus parallèles et fixes au sol à la largeur des épaules. La préhension initiale de la boîte se situait à hauteur maximale, selon la portée du sujet, et à une distance de 40 cm en avant des pieds du sujet. La hauteur de préhension des sites de dépôt était à hauteur d'épaules du sujet, et la distance horizontale correspondait à celle des bras en extension..

Les vitesses d'exécution des tâches ont été définies par la durée. La vitesse lente impliquait que le sujet réalise la séquence de mouvements en 30 s, la vitesse rapide, dans le plus court laps de temps possible et la vitesse intermédiaire, entre les deux extrêmes précédents. Les sujets avaient la possibilité de se familiariser avec la tâche. Deux essais ont été effectués pour chacune des vitesses, pour un total de six essais.

Procédures expérimentales : Chaque sujet se présentait au laboratoire pour une durée d'environ deux heures. Les différentes phases de l'étude se déroulaient comme suit :

- Accueil du sujet, explications et signature des formulaires
- Prélèvement de tout objet métallique sur le sujet qui pourrait interférer avec les senseurs magnétiques.
- Installation du dosimètre de posture et branchement
- Enregistrement des 20 postures statiques à deux reprises
- Acquisitions courtes (1 heure)
    - Pratique de la séquence de mouvement

- Deux enregistrements à vitesse lente
- Deux enregistrements à vitesse rapide
- Deux enregistrements à vitesse moyenne

- Débranchement du sujet, évaluation du confort de l'appareil et remerciement du sujet.

2.2.2.2 Validation dynamique sur une longue période de temps (30 minutes)

Une tâche de manutention a servi d'essai type pour réaliser la validation sur un enregistrement de longue durée. La tâche consistait simplement à transférer des caisses d'une étagère à une autre. Il n'y avait aucune contrainte imposée aux sujets à l'exception de faire attention aux fils qui reliaient le sujet aux ordinateurs et de suivre un ordre prédéterminé de manutention. L'enregistrement débutait par une période de mise à zéro des senseurs puis le sujet s'exécutait. Un arrêt de 10 secondes dans laquelle le sujet se tenait debout immobile était imposé à la dixième minute et à la fin de la tâche. Le sujet reprenait ensuite la tâche là où il l'avait laissé.

Comme l'illustre la figure 13, les caisses étaient disposées dans deux étagères et étaient numérotées de 1 à 29. Au départ, les caisses aux numéros impairs étaient dans l'étagère de droite et celles aux numéros pairs dans l'étagère de gauche. En suivant l'ordre numérique, le sujet devait prendre la caisse 1 et la déposer dans l'espace libre de l'étagère opposée. Puis, le sujet devait prendre la boîte 2 et la déposer dans l'espace libre de l'étagère opposée et ainsi de suite jusqu'à la fin de la durée de l'exercice (30 minutes). Toutes les boîtes de carton étaient identiques, pesaient 2,7 kg et avaient un volume de 20 litres (32 x 24 x 26 cm). Les deux étagères étaient identiques, face à face et distancé de 215 cm. Les cinq tablettes d'une étagère étaient respectivement à 9, 42, 75, 111 et 145 cm du sol.

Figure 13 Illustration du montage expérimental

2.2.3 Réduction des données

La variable indépendante est l'erreur sur l'orientation du dosimètre (dosimètre vs référence) et les variables dépendantes sont les angles (α,β,γ) des senseurs bassin et thorax par rapport à un

système de coordonnées global (laboratoire) et les angle relatifs (α,β,γ) du senseur thorax par rapport à un système de coordonnées local fixé sur le bassin. Le tableau 1 résume l'ensemble des variables dépendantes qui ont été évalués.

Tableau 1 Variables dépendantes évaluées au cours de la validation

Variables	Description
α	Angle α de flexion/extension dans le système de coordonnées global (Earth)
β	Angle β d'abduction/adduction dans le système de coordonnées global (Earth)
γ	Angle γ de torsion dans le système de coordonnées global (Earth)
α_{rel}	Angle α de flexion/extension entre thorax et bassin
β_{rel}	Angle β d'abduction/adduction entre thorax et bassin
γ_{rel}	Angle γ de torsion entre thorax et bassin

La validité (exactitude) des résultats était évaluée en effectuant la différence entre les deux groupes de données c'est-à-dire la valeur estimée par le dosimètre et celle observée par le système de référence optoélectronique. Dans le cas de la validation sur gabarit de calibrage, la valeur absolue de la différence fut calculée. En ce qui concerne les essais avec les sujets, l'ensemble des différences a été convertie en valeur RMS (ou erreur moyenne quadratique) à l'aide de cette équation :

$$RMS = \left[\frac{1}{n} \sum_{i=1}^{n} (\theta_i - \theta'_i)^2 \right]^{1/2} \qquad 35$$

où θ est l'angle du dosimètre et θ' l'angle de référence, n le nombre d'échantillons et i le numéro d'échantillon.

En plus des valeurs RMS, les résultats des essais longs avec sujets ont été réduits de manière à extraire les informations les plus pertinentes. Deux méthodes pour réduire les données ont été considérées. Les variables qui en ressortent seront celles éventuellement considérées lorsque le dosimètre de posture sera utilisé en milieu de travail; alors il apparaît important d'évaluer l'effet des erreurs sur ces variables. La première méthode, dénommée « APDF » pour « Amplitude Probability Distribution Function », a été développé par Jonsson (1978) et consiste à calculer les valeurs centiles des déplacements angulaires. Les valeurs du 1er, 5^{e}, 10^{e}, 50^{e},90^{e},95^{e} et 99^{e} centile ont été estimée pour le dosimètre et l'Optotrak et comparées entre elles. La seconde méthode a été développée par Mathiassen et Winkel (1991) et est appelée « EVA » pour « Exposure Variation Analysis ». Il s'agit ici d'une technique d'analyse qui permet d'illustrer l'amplitude des déplacements angulaires (classes de mouvement) en fonction de deux variables, soient la durée du déplacement (classe de durée) et le temps d'exposition (% d'exposition). Cette méthode a été appliquée sur les données de l'essai long des six sujets pour un total de 18 EVA (6 sujets x 3 angles).

2.2.4 Analyses statistiques

L'hypothèse générale est la suivante :

- Il n'y a pas de différence significative entre les valeurs estimées par le dosimètre de celles observées par le système optoélectronique de référence (**SOR**).

Plus spécifiquement, dans le cadre de la validation du dosimètre sur gabarit de calibrage, les hypothèses suivantes (ainsi que les tests statistiques qui les accompagnent) ont été testées :

- Le niveau d'erreur entre le dosimètre et le SOR ne varie pas :
  - entre les trois angles de rotation : α, β, γ;
  - entre des conditions expérimentales répétées (trois répétitions) :
    - ANOVA à mesures répétées sur deux facteurs : (1) intragroupe : trois angles α, β, γ; et (2) intragroupe : erreur de mesure répétées à trois reprises;
  - en fonction de l'amplitude de mouvement :
    - ANOVA à mesures répétées sur deux facteurs : (1) intergroupe : sept amplitudes de mouvement : -75°, -45°, -15°, 0°, 30°, 60°, 90°; et (2) intragroupe : erreur de mesure répétées à trois reprises; chaque angle de rotation (α, β, γ) et chaque senseur (un = bas et deux = haut) sont évalués séparément;
  - en fonction de la rotation sur un, deux ou trois axes de rotation :
    - ANOVA à mesures répétées sur deux facteurs : (1) intergroupe : trois types de déplacements angulaires, sur un axe, sur deux axes et sur trois axes; et (2) intragroupe : erreur de mesure répétées à trois reprises; l'erreur de mesure de chaque angle de rotation (α, β, γ) et de chaque senseur (un = bas et deux = haut) ont été évaluée séparément;

Dans le cadre de la validation sur sujets, les hypothèses suivantes ont été testées :

- Le niveau d'erreur entre le dosimètre et le SOR ne varie pas :
  - entre les trois angles de rotation : α, β, γ
  - entre des conditions expérimentales répétées (deux répétitions)
  - en fonction de temps d'exécution (statique, long, moyen, court) ou de son équivalent c'est-à-dire la vitesse d'exécution (statique, lente, moyenne, rapide)
    - ANOVA à mesures répétées sur trois facteurs : (1) intragroupe : trois angles α, β, γ; (2) intragroupe : quatre temps d'exécution - statique, long moyen et court; (3) intragroupe : erreurs de mesure répétées à deux reprises; L'erreur de mesure du senseur bassin, du senseur thorax et du mouvement relatif ont été évaluées séparément.

Des analyses post hoc (Scheffe) ont été effectuées lorsque la différence sur l'ANOVA était significative à $P < ,05$.

Enfin, dans le cas des essais de longues durées, des coefficients de corrélation multiples (Mayagoitia *et al.*, 2002) ont été réalisés en plus des erreurs RMS. Ce coefficient de corrélation à la particularité de pouvoir s'appliquer pour comparer des courbes (séries temporelles) telles que rencontrées en biomécanique, au lieu de données discrètes.

3 RÉSULTATS

Les résultats sur le gabarit de calibrage suivi de ceux sur les sujets seront présentés successivement. En général les résultats présentent les différences entre le dosimètre et le système « Optotrak » sur les angles de flexion (angle α), de flexion latérale (angle β) et de torsion (angle γ) pour trois cas : (1) pour le senseur du bassin, (2) pour le senseur du thorax dans le système de coordonnées global (Earth) et (3) pour la combinaison des deux senseurs qui quantifie le mouvement relatif entre le senseur du bassin et du thorax.

L'ajustement du gain Alpha se faisait à partir des paramètres décrits à l'équation 28. Toutefois, il fallait préalablement fixer la valeur de l'exposant et celle de 'a constante. Suite à un très grand nombre d'essais, l'exposant a reçu une valeur de 1 (équivaut à ne pas mettre l'exposant) et la constante, une valeur de 0,01. Ces paramètres n'ont jamais par la suite été ajustés et par conséquent tous les résultats sont basés sur ceux-ci.

3.1 Validation sur gabarit de calibrage

L'erreur de reproductibilité et d'exactitude du dosimètre a été évaluée sur 343 postures répétées à trois reprises. Toutefois certaines postures ont dû être enlevées des résultats. Ainsi, toutes les postures dont la rotation était de 90° sur deux ou trois axes de rotation ont été éliminés parce que les angles articulaires de Grood et Suntay (1983) ne peuvent être définis dans ces positions (problème du « gimbal lock »). D'autres données ont aussi été éliminées en raison d'erreur humaine dans la reproductibilité des postures. C'est un total de 286 postures qui ont donc été analysées. Le tableau 2 présente les résultats de cette évaluation pour le senseur du bassin (1) et pour le senseur du thorax (2). En premier lieu, il est clair que l'erreur du dosimètre varie significativement en fonction de l'axe de rotation. Ainsi, l'angle de torsion (angle γ) est plus sensible aux erreurs celles-ci s'élevant à plus de 6° comparativement aux deux autres angles qui ne dépassent pas en moyenne 2° d'erreurs. En second lieu, le test de reproductibilité des erreurs révèle qu'il existe des différences significatives entre les mesures répétées. Cette différence quoique significative peut être considérée comme négligeable, car elle est de moins d'un degré sur la moyenne.

L'amplitude du déplacement angulaire a un effet significatif sur l'erreur du dosimètre (figure 14). Cet effet apparaît plus important sur l'axe de flexion et de torsion que sur celui de la flexion latérale, l'erreur pouvant augmenter au delà de 2° particulièrement pour l'angle de torsion. L'erreur de mesure augmente également lorsque la rotation s'effectue sur plus d'un axe de rotation (figure 15) et cet effet semble affecter plus particulièrement l'angle de torsion dont l'erreur s'accroît de plus de 2°.

La difficulté de mesurer l'angle de torsion dans des postures statiques révèle les limites des magnétomètres et les effets possibles des champs magnétiques locaux comme l'illustre la figure 16. Ainsi, il est facile de constater que le niveau d'erreur est supérieur en torsion que sur les deux autres axes.

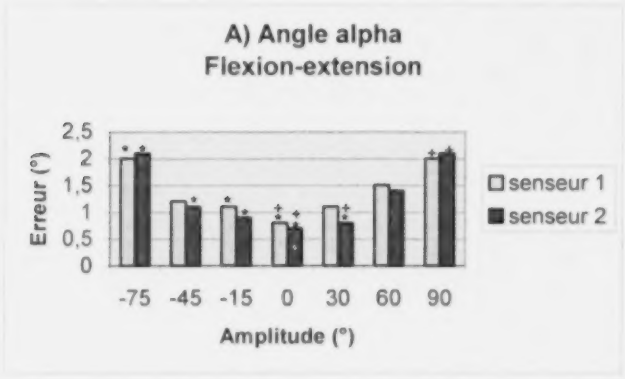
Tableau 2 Erreurs de mesure du dosimètre sur gabarit calibrage

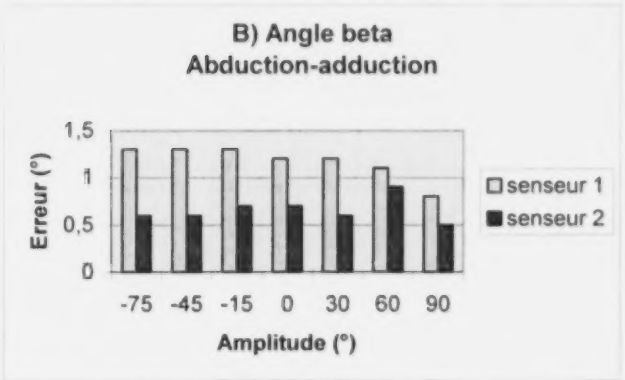
		Erreur du dosimètre n = 286			
		Série 1	Série 2	Série 3	**Série 1+2+3**
Flexion(α) Senseur 1	M*	1,4	1,4	1,3	1,4 [c]
	ET	1,3	1,3	1,2	1,3
Latéral(β) Senseur 1	M	1,2	1,2	1,0	1,1 [c]
	ET	0,9	0,9	0,7	0,8
Torsion(γ) Senseur 1	M	6,3	6,2	6,0	6,2 [a-b]
	ET	4,5	3,6	3,4	3,8
α + β + γ	M	3,0[3]	2,9[3]	2,8[1-2]	-------
	ET	3,6	3,2	3,1	
Flexion(α) Senseur 2	M	1,3	1,4	1,2	1,3 [b-c]
	ET	1,7	1,4	1,3	1,5
Latéral(β) Senseur 2	M	0,7	0,6	0,7	0,7 [a-c]
	ET	1,5	0,5	1,4	1,2
Torsion(γ) Senseur 2	M	5,8	5,4	5,7	5,6 [a-b]
	ET	4,0	3,2	3,6	3,6
α + β + γ	M	2,6	2,5	2,5	------
	ET	3,5	2,9	3,2	

*Moyenne = (∑ abs(dosi – opto))/286

[a-b-c] Groupe significativement différent à p< ,05 de : a = α; b = β ; c = γ

[1-2-3] Groupe significativement différent à p< ,05 de : 1 = série1; 2 = série 2; 3 = série 3





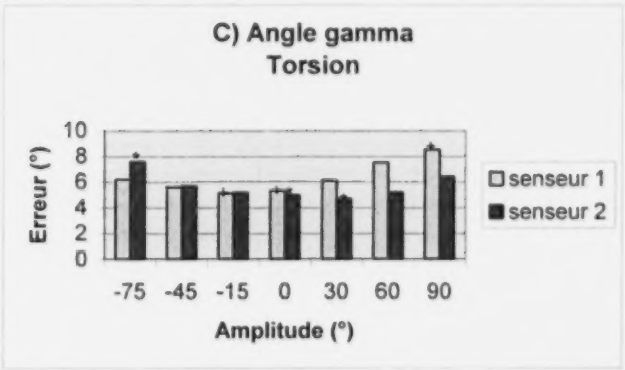


Figure 14 **Effet de l'amplitude de mouvement sur l'erreur de mesure. A) pour l'angle α; B) pour l'angle β; C) pour l'angle γ. * = significativement différent (P < ,05) de l'amplitude –75°; + = significativement différent (P < ,05) de l'amplitude + 90 °**

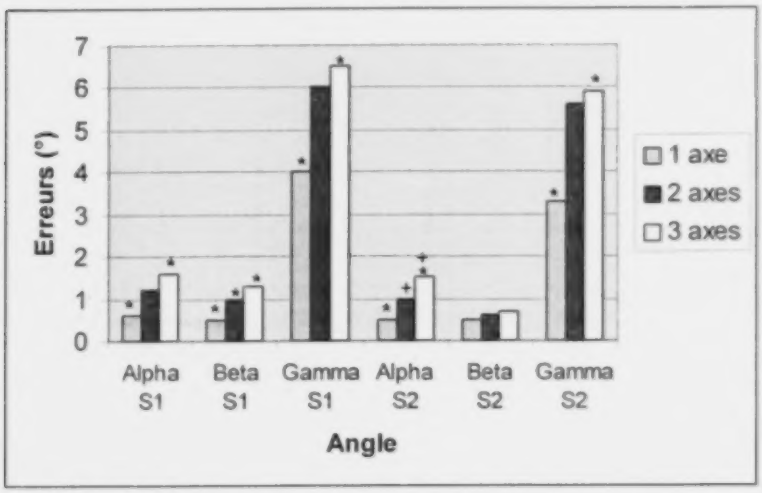
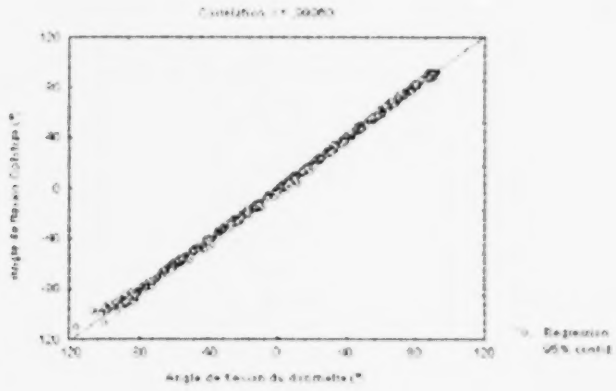
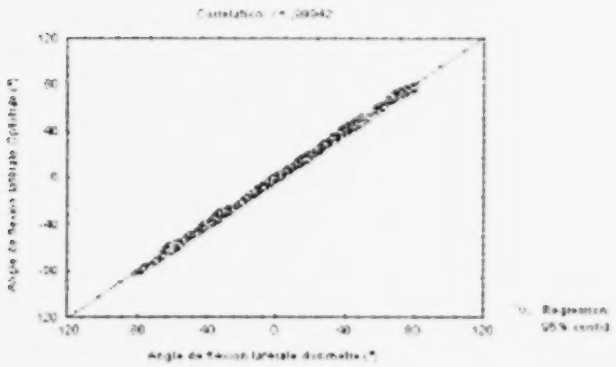


Figure 15 Effet du nombre d'axes de rotation impliqués sur l'erreur de mesure. * ou + = significativement différent (P < ,05) des groupes marqués du même caractère

A



B



C

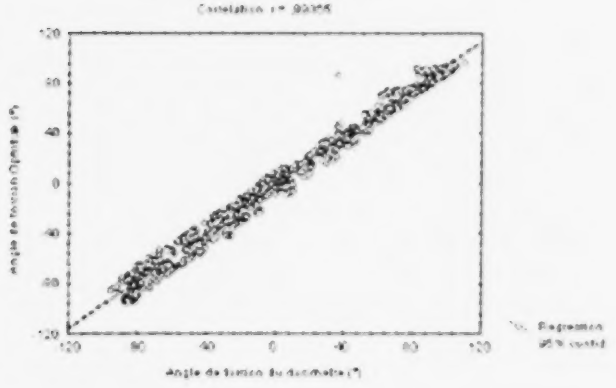


Figure 16 Correspondance entre les valeurs du dosimètre et ceux d'Optotrak pour le senseur 1 (bassin). Résultats en flexion (A), en flexion latérale (B) et en torsion (C) (n = 858 essais)

3.2 Validation avec sujets lors des postures statiques

Comme on pouvait s'y attendre, l'erreur de mesure observée lors de ces tests était similaire à celle avec le gabarit de calibrage. Ainsi l'erreur quadratique moyenne sur l'axe de flexion avant et de flexion latérale était de l'ordre de 1 à 2° tandis que celle en torsion variait de 4 à 6° (tableau 3). Il ne semble pas que l'erreur des senseurs du bassin et du thorax se soient cumulées pour le mouvement relatif, car l'erreur quadratique moyenne demeurait généralement sous les 3°. L'erreur maximale observée se trouvait sur l'axe de torsion et était de l'ordre de 12,5°.

Tableau 3 Résultats des essais statiques avec sujets

		Sujet 1	Sujet 2	Sujet 3	Sujet 4	Sujet 5	Sujet 6	Tous
Flexion α	RMS	1,0	0,8	1,3	0,8	1,1	0,6	0,9
Bassin	MAX	2,0	1,9	3,5	2,3	2,9	1,4	3,5
Latéral β	RMS	1,0	0,9	0,8	0,5	0,6	0,2	0,7
Bassin	MAX	2,1	1,7	1,7	1,4	1,7	0,6	2,1
Torsion γ	RMS	5,7	5,8	6,0	4,4	6,4	5,3	5,6
Bassin	MAX	9,4	10,2	11,2	9,2	12,5	9,1	12,5
Flexion α	RMS	1,5	1,9	1,7	1,5	1,8	1,5	1,7
Thorax	MAX	3,4	4,2	3,9	3,3	4,0	3,2	4,2
Latéral β	RMS	0,7	0,8	0,8	0,7	0,7	0,7	0,7
thorax	MAX	1,6	2,2	2,0	1,7	2,1	1,6	2,2
Torsion γ	RMS	4,1	3,8	4,0	4,3	3,6	3,2	3,8
Thorax	MAX	7,3	8,0	7,7	7,4	8,1	5,9	8,1
Flexion relatif α_{rel}	RMS	2,9	2,9	2,3	1,3	2,1	1,9	2,3
	MAX	5,7	5,9	5,7	2,9	5,0	3,8	5,9
Latéral relatif β_{rel}	RMS	2,7	3,0	3,0	2,2	2,8	2,8	2,7
	MAX	5,3	5,8	5,9	5,1	5,5	6,7	6,7
Torsion relatif γ_{rel}	RMS	2,6	2,6	2,3	1,4	2,6	2,0	2,3
	MAX	5,1	5,7	5,7	2,9	4,9	6,4	6,4

3.3 Validation sur sujets dans les essais dynamiques courts

Le tableau 4 présente une synthèse des 36 essais dynamiques (six par sujet) effectués lors de cette validation. Le meilleur ainsi que le pire essai quant à la valeur de l'erreur quadratique moyenne y sont présentés. On peut remarquer que dans les meilleurs cas, l'erreur de mesure peut se situer sous la barre du degré tandis que dans les pires cas, cette erreur peut varier de 1 à plus de 14,6°. Encore une fois, c'est l'axe de torsion qui montre les plus grands écarts. L'erreur en torsion est d'ailleurs significativement différente des deux autres axes. L'erreur maximale observée entre le dosimètre et l'Optotrak a été de 34,8° pour un essai rapide sur l'axe de torsion mais généralement cette erreur ne dépasse pas 16°. Le test de reproductibilité (deux essais) a démontré qu'il n'y avait aucune différence significative du niveau d'erreur entre les essais.

Tableau 4 Erreurs moyennes quadratiques des essais courts dynamiques sur sujets

		Sujet 1	Sujet 2	Sujet 3	Sujet 4	Sujet 5	Sujet 6	Tous
Flexion α	MIN	0,7	1,1	1,4	0,8	1,4	0,9	0,7
Bassin	MAX	2,4	2,5	2,4	3,7	1,8	2,8	3,7
Latéral β	MIN	0,3	0,5	0,6	0,5	0,7	0,6	0,3
Bassin	MAX	2,9	2,3	1,4	1,3	1,0	0,9	2,9
Torsion γ	MIN	1,6	2,0	2,2	2,6	2,0	1,7	1,6
Bassin	MAX	8,7	7,8	6,7	3,8	6,4	3,3	8,7
Flexion α	MIN	0,8	1,3	1,1	1,9	1,4	1,0	0,8
Thorax	MAX	3,4	5,2	4,0	3,2	5,4	4,4	5,4
Latéral β	MIN	1,0	1,3	1,5	1,7	1,2	1,2	1,0
Thorax	MAX	2,3	3,5	2,7	3,1	3,4	2,9	3,5
Torsion γ	MIN	0,8	1,6	2,4	2,5	1,7	1,6	0,8
Thorax	MAX	3,2	14,6	4,4	5,5	7,5	5,0	14,6
Flexion relatif	MIN	0,6	1,8	1,6	1,7	1,3	1,9	0,6
α_{rel}	MAX	2,7	3,6	2,5	4,5	4,4	5,3	4,4
Latéral relatif β_{rel}	MIN	0,6	1,6	1,5	2,3	2,0	1,5	2,3
	MAX	3,6	5,2	3,5	3,6	3,9	3,4	5,2
Torsion relatif	MIN	1,2	2,0	1,5	2,2	1,9	1,5	2,0
γ_{rel}	MAX	6,6	6,8	5,0	4,4	6,1	5,1	6,8

Tableau 5 Erreurs moyennes quadratiques (°) des essais statiques et des essais courts dynamiques sur sujets en fonction de la vitesse d'exécution

		Statique (1)	Lente (2)	Moyenne (3)	Rapide (4)
Temps d'exécution	Moy	-------	23* s	12* s	8* s
Flexion α Bassin	RMS	0,9 [4]	1,4 [4]	1,5 [4]	2,3 [1-2-3]
Latéral β Bassin	RMS	0,7 [4]	0,6 [4]	0,6 [4]	1,2 [1-2-3]
Torsion γ Bassin	RMS	5,6 [2-3]	3,3 [1]	2,8 [1]	4,6
Flexion α Thorax	RMS	1,7 [3-4]	1,5 [3-4]	2,6 [1-2-4]	3,8 [1-2-3]
Latéral β Thorax	RMS	0,7 [2-3-4]	1,7 [1]	1,9 [1]	2,2 [1]
Torsion γ Thorax	RMS	3,8	2,5 [4]	2,9	5,0 [2]
Flexion relatif α_{rel}	RMS	2,2	1,7 [4]	2,5	3,0 [2]
Latéral relatif β_{rel}	RMS	2,7	1,9 [4]	2,7	3,1 [2]
Torsion relatif γ_{rel}	RMS	2,3	2,1	3,4	3,9

* Temps d'exécution moyen en secondes, indiquant que la vitesse d'exécution différait entre les conditions; différence significative (P< ,05) entre les trois groupes.

[1-2-3-4] Résultats de l'ANOVA à mesures répétées où l'effet de la vitesse d'exécution est significatif à P<.05 pour tous les angles; les exposants indiquent par rapport à quelle vitesse il y avait des différences significatives (Scheffe) : 1 = statique; 2 = lente; 3 = moyenne; 4 = rapide.

La vitesse d'exécution apparaît affecter l'erreur de mesure. Ainsi, au tableau 5 on remarque que plus la vitesse d'exécution augmente, plus l'erreur de mesure s'accroît, passant de 2° à vitesse lente (temps long) à plus de 3° en moyenne à vitesse rapide (temps court). Toutefois, l'erreur dans la condition statique n'est généralement pas la plus basse et apparaît équivalente (différence non significative) aux conditions de vitesse lente et moyenne.

3.4 Validation avec sujets lors des essais dynamiques longs

Six sujets ont effectué une tâche de manutention durant 30 minutes. Le tableau 6 présente l'erreur moyenne quadratique pour les angles relatifs ainsi que les coefficients de corrélation multiple. L'erreur est généralement plus élevée que lors des essais dynamiques courts c'est-à-dire variant de 3° à 7°. Comme dans les autres types de validation, c'est la torsion qui présente les plus haut niveaux d'erreurs. Les coefficients de corrélation multiple sont fréquents au dessus de 0,95 mais deux essais ont tout de même résulté à des coefficients de moins de 0,80.

Tableau 6 Erreurs moyennes quadratiques des essais longs dynamiques sur sujets

		Sujet 1	Sujet 2	Sujet 3	Sujet 4	Sujet 5	Sujet 6
Flexion relatif α_{rel}	RMS	3,5	3,9	3,3	3,7	4,0	2,7
	CCD	0,994	0,992	0,997	0,995	0,981	0,997
Latéral relatif β_{rel}	RMS	4,5	6,1	3,5	6,6	5,9	4,0
	CCD	0,974	0,927	0,976	0,751	0,767	0,962
Torsion relatif γ_{rel}	RMS	5,2	7,2	4,3	6,8	5,1	4,1
	CCD	0,949	0,894	0,952	0,802	0,847	0,958

Deux méthodes ont été utilisées pour extraire de ces essais les informations les plus pertinentes. Les valeurs du 1er, 5^{e}, 10^{e}, 50^{e},90^{e},95^{e} et 99^{e} centile ont été estimées pour le dosimètre et l'Optotrak et comparées entre elles. La figure 17 illustre cette comparaison et on constate que les valeurs sont très semblables, et ce malgré les erreurs de mesures documentées précédemment. La figure 18 illustre encore plus clairement que la différence entre les valeurs centiles du dosimètre et celle de l'Optotrak ne dépasse jamais 7° et sont relativement de même ordre entre les 3 angles.

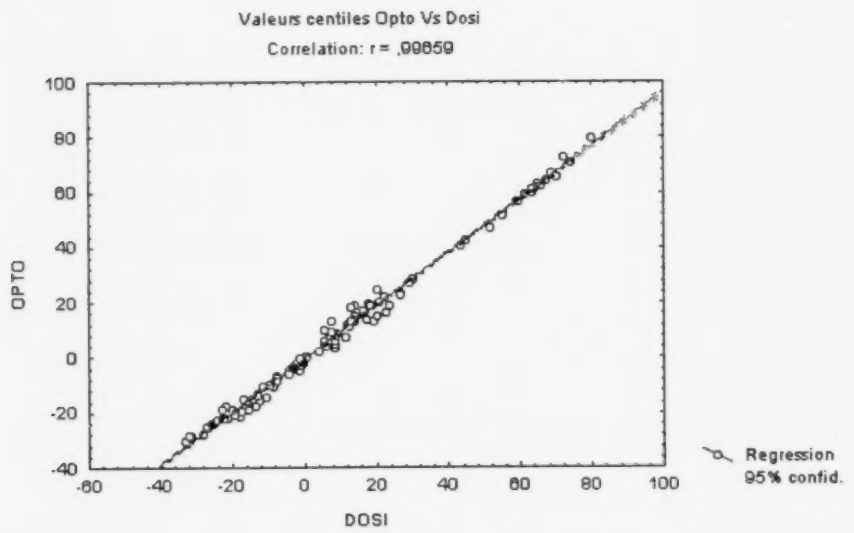


Figure 17 Comparaison Dosimètre vs Optotrak sur les valeurs centiles obtenues

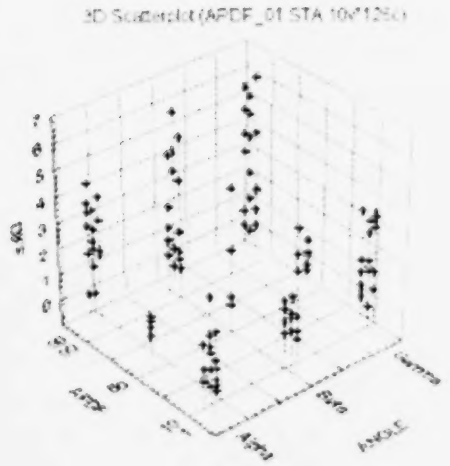


Figure 18 Erreurs (Diff) en degrés entre les valeurs centiles (APDF) du dosimètre et celles d'Optotrak

La seconde méthode dite « EVA » a été appliquée sur les données des essais longs des sujets pour illustrer les propriétés de cette méthode. On constate sur la figure 19A que le sujet 1 a passé 15% de son temps total d'exposition dans une position de flexion avant variant entre -5 et 10° d'une durée de 1 à 5 s. Si on compare ces données avec celles obtenues par le système Optotrak (figure 19B) et qu'on illustre la différence entre les % d'exposition des différentes classes (figure 19C), on constate qu'elle est relativement faible (moins de 2%) pour cet essai. L'erreur n'est pas toujours aussi petite et se situait sous les 10% à l'exception de deux cas à 17% et 18% pour les 18 EVA possibles. Cette erreur a été la plus élevée pour l'angle de torsion (Gamma) ce qui confirme encore une fois la difficulté de mesurer cet angle avec exactitude. Un autre moyen pour évaluer l'erreur est d'effectuer la somme des écarts (entre le dosimètre et l'Optotrak) sur l'ensemble des % d'exposition (cela équivaut à additionner toutes les colonnes de la figure 19C). Cette somme variait entre 6 et 51% sur une possibilité maximale de 200% d'erreur. Encore une fois, ce fut l'angle de torsion qui se révéla le plus sensible à ce genre d'erreur et que celle-ci se distribuait majoritairement entre trois classes d'angle c'est-à-dire de -5° à 5°, de 5° à 15° et de 15° à 30° (figure 20A). Une façon simple de réduire l'erreur est d'augmenter l'intervalle des classes associées au déplacement angulaire (angle). La figure 20B démontre effectivement qu'en augmentant la grandeur de classe on diminue l'erreur de mesure au détriment par contre de la résolution de la mesure. De plus, comme on peut le constater, l'erreur semble s'être dispersée sur l'axe de durée mais demeure sous la barre des 10 %.

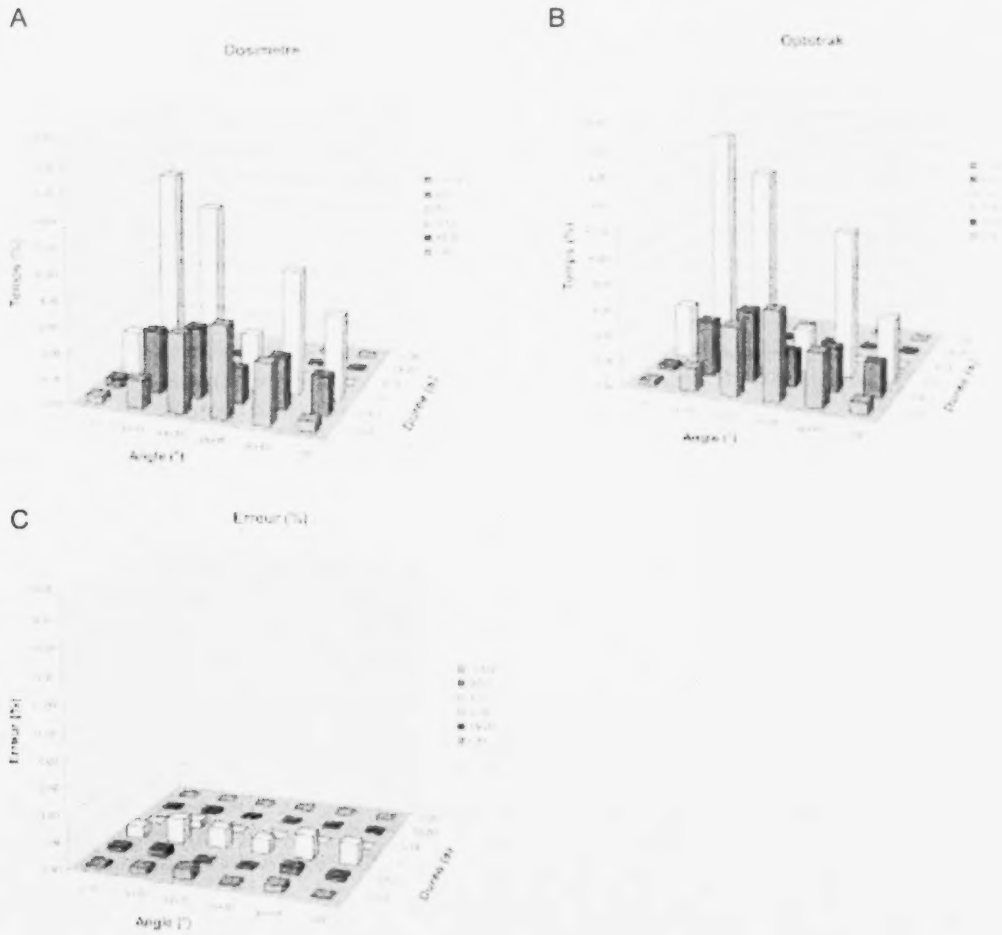


Figure 19 EVA en flexion avant du sujet 1 pour : A) le dosimètre; B) Optotrak et C) l'erreur de mesure

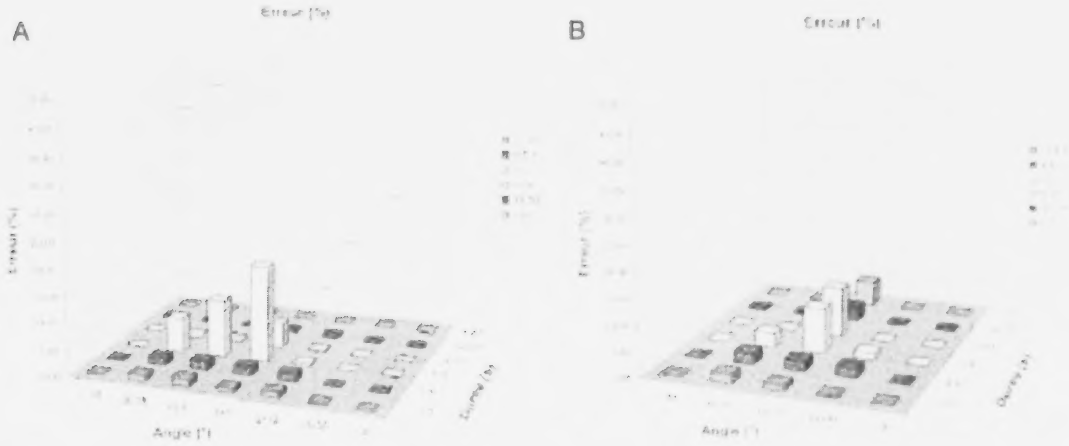


Figure 20 Différence EVA en torsion entre Dosimètre et Optotrak du sujet 5 pour un intervalle de classe moyen (A) et élargi (B) sur l'angle

3.5 Intégration du potentiomètre

Les valeurs angulaires du potentiomètre ont été comparées à celles obtenues par Optotrak. Comme il est possible de le constater sur la figure 21, le potentiomètre suivait de très près les valeurs d'Optotrak sur la valeur de l'angle gamma (γ). L'erreur moyenne quadratique pour les données sans le potentiomètre était de l'ordre de 3,1° comparativement à 3,5° avec le potentiomètre mais la différence n'était pas significative pour ce sujet ($P > ,05$). En général les erreurs quadratiques moyennes sur l'angle « Tau » étaient inférieures à 5° que ce soit pour les essais courts ou longs avec sujets. Toutefois, dans les essais statiques avec sujets, l'écart entre les deux approches pouvait être assez important pour atteindre 10° dans le cas du sujet 1. Pour ce sujet, il semble que le potentiomètre soit resté bloqué dans certaines postures. De plus, le potentiomètre semble adéquat pour suivre les mouvements de torsion du thorax et pourrait remplacer le magnétomètre dans le cas où ce dernier ne pourrait être utilisé en raison de champs magnétiques locaux.

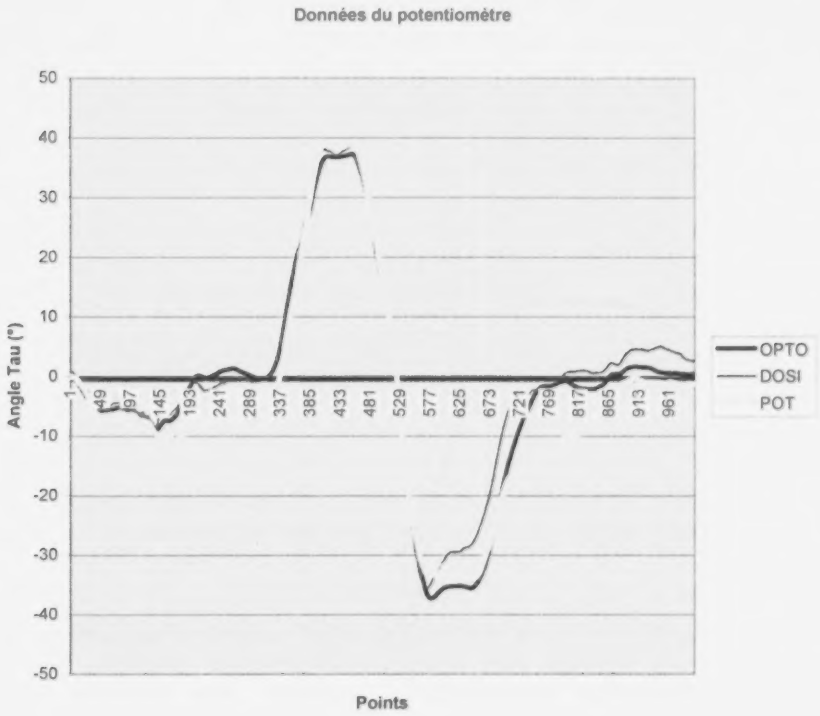


Figure 21 **Comparaison des données du potentiomètre (jaune) avec celles d'Optotrak (bleu) et celles du dosimètre (rose) pour l'angle de torsion gamma (γ) (sujet 4; essai dynamique lent)**

4 DISCUSSION

Les postures contraignantes du tronc sont fréquemment citées comme étant une cause possible de lésions au dos (Bernard, 1997). Ce stress mécanique devrait être évalué au moyen d'un outil simple, facile et rapide d'utilisation, en plus d'être flexible pour accommoder différents types de tâches et nécessairement fiable (Li et Buckle, 1999). Ce type d'instrument est rare. Des prototypes ont été développés mais ils sont tous limités dans leur utilisation. L'objectif de cette étude était de répondre à cette lacune en construisant un dosimètre de posture capable de quantifier les déplacements angulaires du tronc avec exactitude. Les prochains paragraphes discuteront des phases de validation du dosimètre, des points d'amélioration et des limites de l'appareil et enfin des étapes futures d'utilisation du dosimètre.

4.1 Validation du dosimètre

La validation du dosimètre de posture s'est effectuée en plusieurs étapes : avec un gabarit de calibrage, avec sujets humains lors d'essais de courte durée et lors d'essais de longue durée. Même après tous ces essais, il n'est pas facile de déterminer le niveau d'erreur de l'appareil, car celui-ci dépend beaucoup du type de mouvement effectué et de l'environnement. Il est clair cependant que les angles de flexion avant et de flexion latérale sont beaucoup plus exacts que les angles de torsion. Généralement, l'erreur quadratique moyenne se situait en deçà de 5° pour ces deux angles tandis que pour la torsion (angle Gamma), l'erreur variait autour de 7° (essais longs). Les tests de reproductibilité avec gabarit de calibrage ont démontré que l'erreur pouvait être significativement différente entre les essais répétés mais celle-ci, de l'ordre du degré, est relativement négligeable par rapport à l'erreur d'exactitude. D'un autre coté, les tests de reproductibilité sur sujets ont établi que l'erreur de mesure entre les essais n'était pas significativement différente. Quant aux coefficients de corrélation multiple, ils étaient généralement très élevés (au delà de 0,95). Enfin, il a été démontré que la vitesse d'exécution, la grandeur du déplacement angulaire ainsi que le nombre d'axes sur lequel s'effectuait les rotations avaient tous un impact significatif sur le niveau d'erreur et qu'il y a lieu d'en tenir compte.

D'après le manufacturier (Microstrain,Vermont), l'erreur d'exactitude des senseurs est de l'ordre de ± 5°, ce qui est corroboré dans cette étude de validation. L'ajout d'un filtre complémentaire ne semble donc pas avoir amélioré l'exactitude de l'instrument de mesure mais il serait trompeur de conclure à son inutilité. Au contraire, généralement les manufacturiers rapportent les erreurs de leur instrument dans des conditions idéales avec le minimum de contraintes alors que cette validation s'est effectuée dans des conditions expérimentales qui se rapprochent beaucoup de la réalité du milieu de travail. Il aurait été impossible d'atteindre le niveau d'exactitude obtenu sans l'utilisation du filtre complémentaire principalement sur les tests de longue durée. En fait, les résultats sont excellents; on ne pouvait faire mieux en terme d'exactitude que ce que l'instrument est capable de mesurer.

Le niveau d'erreur obtenu est supérieur à ce qui a été rapporté dans Bachmann 2000; Foxlin *et al.* 1998) qui était de l'ordre de 1 à 2 degrés. Il faut toutefois souligner que leur validation est plutôt sommaire, car elle s'effectuait avec un gabarit de calibrage ainsi que sur une très courte période de temps d'essai. A notre connaissance, le présent travail est le premier à valider

exhaustivement ce genre de système. De plus, certaines procédures ont été améliorées par rapport à l'algorithme original de Bachmann (2000), particulièrement en ce qui concerne le gain Alpha (équation 28). Si maintenant on compare le dosimètre avec le LMM de Marras *et al.* (1992), l'exactitude du LMM serait supérieure (autour du degré d'erreur d'après les auteurs) mais sa validation s'est réalisée sur une plage angulaire réduite c'est-à-dire entre 0 et 45° et, il n'a jamais eu de comparaison réelle entre le LMM et un système vidéo 3D. Sur une même plage angulaire (entre 0 et 45°), l'exactitude du dosimètre est quasiment semblable à celle du LMM (figure 14). L'importante lacune de cet appareil est qu'il ne peut situer la position du bassin ou du thorax par rapport à la verticale (mesures relatives seulement). Par exemple, le LMM ne mesurera aucun déplacement dans la situation où un sujet se penche vers l'avant (rotation des hanches) et où le thorax ne fléchit pas par rapport au bassin. Quant aux autres instruments de mesure, basés sur des systèmes hybrides composés d'accéléromètres et de gyroscopes (Mayagoitia *et al.*, 2002; Williamson et Andrews, 2001; Luinge *et al.*, 1999; Veltink *et al.*, 2001; Veltink *et al.*, 2003; Baten *et al.*, 1996; Baten, 2000; Baten *et al.*, 2002), leur exactitude est comparable à celle du dosimètre, c'est-à-dire de l'ordre de 2° à 3° d'erreurs pour les angles de flexion et de flexion latérale, mais ils ne peuvent mesurer l'angle de torsion. Le dosimètre n'a pas cette limite et est suffisamment exact pour caractériser les postures du dos et servir à une mesure complète de l'exposition mécanique.

4.1.1 Effets des champs magnétiques locaux

Il existe une cause principale pour laquelle l'angle de torsion, que ce soit dans le système de coordonnées global ou local, engendrait une erreur plus élevée que sur les deux autres axes. La cause probable est l'effet de champs magnétiques locaux qui interfèrent avec le champ magnétique terrestre. Ainsi tous les capteurs magnétiques sont affectées par les champs magnétiques locaux qui modifient l'orientation du vecteur (azimut) magnétique. Une simple montre, un fil de métal proche du capteur, un plancher de béton armé ou tout objet qui induit un champ magnétique affectera l'orientation du vecteur magnétique. Si cela se produit, l'effet résultant se répercute principalement sur l'orientation du senseur autour de l'axe gravitationnel dans un référentiel global, c'est-à-dire l'angle de torsion pour un sujet debout. Dans un référentiel local, l'axe vertical global ne correspond toutefois pas toujours à un angle de torsion et alors l'erreur se transfère autour de l'axe qui coïncide avec l'axe gravitationnel. Dans cette expérience, l'angle le plus affectée, que ce soit dans le système global ou local, fut l'angle de torsion en raison de la posture debout des sujets. La situation la plus à risque d'être affectée par une erreur des magnétomètres est la posture statique, car les résultats des gyroscopes ne sont pas utlisés (voir section sur le calcul de l'orientation à partir des accéléromètres et des magnétomètres). Ainsi, une limitation importante des accéléromètres est que tout ce qui tourne autour de l'axe vertical ne peut être mesuré (Hansson *et al.*, 2001) et pour éliminer cette contrainte, des magnétomètres sont nécessaires. Si ces magnétomètres pointent dans la mauvaise direction en raison d'un champ magnétique local, la position mesurée est erronée à moins de tenir compte de ce champ magnétique. D'ailleurs, il est arrivé assez fréquemment qu'une situation statique résultait à des erreurs plus élevées qu'une situation dynamique où les gyroscopes entraient en action (tableau 3 vs tableau 4).

Les champs magnétiques locaux constituant un problème important, il a fallu vérifier si l'environnement du laboratoire en était affecté. Effectivement, du plancher et du plafond du

laboratoire émanaient de faibles champs magnétiques qu'ils n'étaient pas possible d'éliminer. Par contre, cet inconvénient avait l'avantage de permettre l'évaluation du dosimètre et du filtre complémentaire dans un contexte difficile et faisait en sorte que les résultats étaient beaucoup plus généralisables.

4.1.2 Effets de la vitesse de mouvement

Une autre difficulté rencontrée provient de l'utilisation des accéléromètres en tant qu'inclinomètres. Dans une posture statique, les données de l'accéléromètre ne sont constituées que d'une seule composante soit l'accélération gravitationnelle d'où il est possible d'estimer la posture du corps sur lequel est fixé l'accéléromètre. Par contre lors des mouvements accélérés, l'accélération gravitationnelle est nécessairement contaminée par l'accélération du corps. Cette caractéristique des accéléromètres fait en sorte que plus le corps accélère, moins il est avantageux de les utiliser dans le filtre complémentaire pour estimer la posture et plus on doit se fier sur les gyroscopes. Il n'est donc pas surprenant que le vitesse d'exécution des tâches de manutention ait résulté à une plus grande erreur de mesure, passant de 2° à vitesse lente à plus de 3° en moyenne à vitesse rapide (tableau 5). Il est encourageant toutefois de constater que l'augmentation de l'erreur n'était pas majeure malgré le niveau significatif de la différence. Le filtre complémentaire a donc opéré de manière adéquate en s'ajustant sur les valeurs des gyroscopes plutôt que sur celle des accéléromètres.

4.1.3 Effet de la durée d'enregistrement du dosimètre

Les gyroscopes sont très affectés par le temps et il est nécessaire de les réinitialiser fréquemment sinon un biais (drift) systématique s'accumule et la mesure n'est plus valable. D'après les données du manufacturier, le biais des gyroscopes est de l'ordre de 0,7°/s, ce qui implique une erreur systématique de plus de 42° au bout d'une minute. Les tests de longue durée (avec sujets) permettaient de tester la capacité du filtre complémentaire à réajuster les gyroscopes dans des conditions dynamiques. La réinitialisation des gyroscopes s'effectuaient lorsque le sujet restait immobile pendant plus d'une seconde. Cette condition n'a jamais été imposée aux sujets sauf à une seule occasion durant le test, soit 10 minutes après le début de la tâche dans laquelle le sujet restait immobile pendant 10 s. Les résultats ont bien démontré que le filtre complémentaire était très efficace à réinitialiser les gyroscopes. Il faut souligner cependant deux choses : premièrement, les sujets étaient continuellement en mouvement et les arrêts très rares, et deuxièmement, que la période d'arrêt du sujet après 10 minutes s'est avérée efficace à réduire de façon marquée l'erreur de mesure. Par conséquent, il y aurait lieu de prévoir pour une utilisation prolongée du dosimètre des périodes d'arrêt de manière à ce que les gyroscopes soient adéquatement réajustés ou à combiner une autre approche pour les réajuster.

4.1.4 Pertinence de l'utilisation du potentiomètre

Le potentiomètre fixé sur la tige qui reliait les senseurs du bassin et du thorax avait pour objectif d'ajuster les angles de torsion obtenus principalement des magnétomètres lorsque ces derniers ne sont plus fiables. Plusieurs modèles de tige ont été essayés avant d'adopter le présent prototype.

Les essais avec sujets ont permis de constater que le potentiomètre suivait généralement très adéquatement les mouvements de torsion du thorax mais pouvait dans certains cas bloquer et ainsi augmenter le niveau d'erreur. La construction de la tige ne serait donc pas optimale et il faudrait probablement améliorer le concept. En somme, lorsque les conditions d'utilisation du dosimètre sont bonnes, il n'est pas profitable d'utiliser le potentiomètre dans son état actuel, car il ne permet pas d'améliorer l'exactitude du système. Par contre, dans des conditions où les champs magnétiques locaux seraient importants, l'utilisation du potentiomètre pourrait s'avérer essentiel. D'ailleurs, ceci fera l'objet d'une étude ultérieure.

4.1.5 L'impact des erreurs de mesure

Les résultats de l'étude ont démontré qu'il était possible d'utiliser le dosimètre de posture avec une erreur généralement inférieure à 5°, sauf sur l'axe de torsion où elle se situait autour de 7°. Le niveau de précision observé apparaît suffisant pour justifier une utilisation à des fins d'analyse de posture du corps humain de manière tridimensionnelle. Ainsi cette approche vise à remplacer l'observation systématique par vidéo pour caractériser les postures du dos dans des classes de mouvement telles que présentées à la figure 19 (e.g. <-5°, -5 à 10°, etc.). Kilbom (1994) proposait qu'un niveau d'erreur de 5 à 10° était acceptable pour ce genre d'analyse. Neumann *et al.* (2001), de leur côté, rapportaient un niveau d'erreur de 12° avec leur approche vidéo en comparaison avec le système Optotrak pour estimer la posture du tronc. Cette approche a d'ailleurs été utilisée avec succès pour l'évaluation des chargements au dos (Norman *et al.*, 1998). Néanmoins, deux avantages majeurs favorisent l'utilisation du dosimètre sur les méthodes d'observations : (1) une économie de temps significative, car les données du dosimètre sont disponibles immédiatement après la cueillette des données et, (2) un niveau d'exactitude supérieure aux méthodes d'observations.

En quoi maintenant les erreurs de mesure peuvent affecter l'interprétation des résultats. Deux analyses ont été effectuées. La première (APDF) basée sur la méthode de Jonsson (1978), qui permet de déterminer les valeurs centiles des signaux, a révélé une certaine sensibilité aux erreurs mais la différence entre les valeurs centiles du dosimètre et celles d'Optotrak n'a jamais dépassé 7° et étaient relativement de même ordre entre les 3 angles. De plus, l'erreur était plus élevée dans les centiles extrêmes (1 et 99) qui sont des zones sensibles aux données erronées. Une manière simple de limiter ce type d'erreur est de prélever les 5^e et 95^e centiles.

La seconde analyse (EVA) de (Mathiassen et Winkel, 1991) permet de réduire un très grand nombre de données et d'afficher efficacement les résultats au moyen d'un simple graphique (figure 19). Les résultats obtenus démontrent que dans l'ensemble les erreurs sur le temps d'exposition (% durée totale) dans chacune des cellules de l'EVA demeuraient sous le seuil des 10%, mais pouvaient parfois atteindre 18%. Il est important de souligner que l'intervalle des classes associées au déplacement angulaire a un impact majeur sur l'erreur de la distribution offerte par l'EVA. Plus cet intervalle est grand, plus nécessairement l'erreur diminue mais au dépend de la résolution de l'analyse.

Le dosimètre de posture est destiné à évaluer l'exposition mécanique de travailleurs. À l'heure actuelle, ces données sont presque inexistantes, ce qui fait qu'il existe un vide de connaissance en ce qui à trait à la relation exposition-effets. Les postures contraignantes sont souvent citées

comme un facteur de risque important mais de quelles postures s'agit-il, sur quelle amplitude, à quel niveau de fréquence et de durée? Le dosimètre a été spécialement conçu pour répondre à ces questions et devrait grandement contribuer à améliorer nos connaissances sur l'exposition mécanique des travailleurs. Ce qui est nouveau aussi, c'est que cette recherche a permis d'établir que le niveau d'erreur du dosimètre dans les EVA et les APDF était très faible et que ces méthodes de réduction de données pourront être très utiles pour mieux comprendre la nature des expositions.

4.2 Points d'amélioration et limites du dosimètre de posture

Cette étude, qui consistait à développer et à valider un dosimètre de posture a permis de tester un prototype dans des conditions expérimentales spécifiques. L'objectif a été atteint avec succès, car cet instrument est au point et capable d'effectuer des mesures sur le terrain. Il faut toutefois poursuivre son développement de manière à réduire davantage le niveau d'erreur. Les paragraphes qui suivent présentent quelques points d'amélioration à considérer pour rendre plus performant le dosimètre.

4.2.1 Amélioration des mesures du potentiomètre

Les magnétomètres constituent le point faible du dosimètre. Ceux-ci sont trop sensibles aux champs magnétiques locaux et il est primordial de considérer les données du potentiomètre lorsque les magnétomètres sont inutilisables. Il est courant, par exemple, que les travailleurs utilisent des outils électriques pour effectuer leur tâche mais le champ magnétique émis par ces outils ne pourront permettre l'utilisation des capteurs magnétiques. Le potentiomètre actuel permet d'ajuster les données mais il faudra améliorer la construction de la tige de manière à mieux transférer les torsions à celui-ci. Fréquemment la tige s'appuyait sur la peau et ne pouvait transmettre la torsion du thorax. Il y a donc lieu de modifier le modèle existant pour éviter ces problèmes.

4.2.2 Amélioration du filtre complémentaire et du logiciel

Le filtre complémentaire possède de très nombreux paramètres qui peuvent être ajustés de manière à le rendre plus performant. Un de ces paramètres est le gain alpha (28) qui détermine le niveau de correction du filtre à partir des accéléromètres, des magnétomètres et des gyroscopes. Trois variables peuvent affecter ce gain mais elles n'ont pas fait l'objet d'une étude approfondie. Par exemple, la valeur constante (CTE) de l'équation (28) a été évaluée par une technique d'essais erreurs à partir d'un très grand nombres d'essais. Il est très probable que cette constante est adéquate, mais il y aurait lieu de poursuivre les essais en reproduisant des conditions extrêmes pour mieux comprendre le rôle de ces variables et ainsi optimiser l'utilisation du filtre. Une autre caractéristique du filtre qui n'a pu être étudiée concerne la matrice de poids (équation 24) qui n'a pas été utilisée de manière à ne pas interférer avec la valeur du gain. Il y aurait lieu de voir si elle serait utile pour diminuer les erreurs.

Une autre amélioration importante devrait porter sur la façon de réinitialiser les gyroscopes. Ainsi cette réinitialisation s'effectuait seulement lorsque le sujet restait immobile sur plus d'une

seconde. Il serait avantageux de voir si en raccourcissant la période d'immobilisation requise, on augmenterait le nombre de réinitialisations et de fait on diminuerait les erreurs.

4.3 Fusions avec d'autres systèmes

Les difficultés avec les données du magnétomètre font en sorte que dans beaucoup de circonstances, il ne sera pas possible de compter sur les magnétomètres. Le potentiomètre était une réponse à cette limitation mais cette solution est incomplète et n'est pas tout à fait au point. Les senseurs inertiels (accéléromètre + gyroscopes) sont des instruments très valables lorsqu'ils sont combinés à d'autres types de senseurs (Welch et Foxlin, 2002) et c'est pourquoi, il faut s'orienter vers un système capable de corriger les données des gyroscopes. Par exemple, Foxlin *et al.* (1998) fusionnent leur système inertiel avec un système ultra-sonic. Ce qui semblerait le plus adéquat dans nos analyses ergonomiques serait de combiner le dosimètre avec un système vidéo. Le système vidéo servirait non seulement à documenter la tâche mais aussi à corriger de temps en temps les données du gyroscopes. Cette possibilité est concrète, car dans un projet précédent (Delisle *et al.*, 2004), il a été possible de reconstruire tridimensionellement des repères sur un corps rigide à partir d'une seule caméra vidéo. Il s'agit maintenant de fusionner ces deux modes, ce qui devrait être évalué dans une prochaine activité de recherche.

4.4 Application du dosimètre

Les améliorations à considérer pour rendre plus performant le dosimètre sont déjà en cours de réalisation dans une activité de recherche subventionnée par l'IRRST (# 099-466) de telle sorte qu'il sera possible de l'utiliser sur le terrain dans un avenir approché. Le dosimètre a été conçu afin de spécifiquement évaluer les postures et les déplacements du thorax et du bassin. Son utilisation est prévue dans de nombreuses activités de travail dont la manutention manuelle mais également dans les activités dont les mouvements du thorax sont importants. L'utilisation de ce type d'instruments devrait nous permettre de mieux quantifier l'exposition mécanique des travailleurs et également de mieux évaluer l'efficacité des interventions ergonomiques visant à réduire ces expositions. La version finale du dosimètre nous permettra à long terme de recueillir l'information nécessaire (base de données) à l'élaboration de valeurs d'exposition admissibles. Par exemple, il serait avantageux d'intervenir sur le terrain en estimant des niveaux d'exposition et de vérifier par la suite si ces niveaux sont à l'intérieur d'une zone sécuritaire pour les travailleurs. Enfin, en se dotant d'instruments de mesure adéquats, nous faisons un pas vers l'avant pour trouver dans un premier temps les causes des TMS et dans un deuxième temps les moyens pour intervenir de manière plus efficace.

5 CONCLUSION

Cette étude consistait à développer et à valider un dosimètre de posture et a permis de tester un prototype dans des conditions expérimentales spécifiques. Généralement, l'erreur quadratique moyenne se situait en deçà de 5° pour les angles de flexion avant et de flexion latérale tandis que pour la torsion, l'erreur variait autour de 7° (essais longs). Ce niveau d'erreur est bien inférieur aux mesures d'observation traditionnellement utilisées en ergonomie tout en nécessitant beaucoup moins d'intervention humaine dans l'analyse des données. Étant donné que l'objectif de l'appareil est de donner une estimation de l'exposition mécanique, l'objectif du projet a été atteint avec succès, car cet instrument est au point et capable d'effectuer des mesures terrains. Il reste quelques points à améliorer pour le rendre encore plus performant et versatile.

6 RÉFÉRENCES

Bachmann, E.R. (2000) Inertial and magnetic tracking of limb segment orientation for inserting humans into synthetic environments. Ph.D. Naval Postgraduate School, United State Navy.

Bachmann, E.R., McGhee, R.B., Yun, X., and Zyda, M. (2003) Sourceless tracking of human posture using inertial and magnetic sensors., Kobe, Japan, July 16-20.

Baten, C.T.M. Ambulatory low back load exposure estimation. Proceedings of the IEA 2000/HFES 2000 Congress , 4-609-4-612. 2000.

Baten, C.T.M., Oosterhoff, P., Kingma, I., Veltink, P.H., and Hermens, H.J. Inertial sensing in ambulatory back load estimation. 18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society , 497-498. 1996.

Baten, C.T.M., Watermulder, M., Magermans, D., Luinge, H.J., and Koopman, B. Ambulatory spinal curvature estimation applying 3D motion analysis through inertial sensing for use in net spinal moment estimation. Seventh International Symposium on 3-D Analysis of human Movement , 64-67. 2002.

Bernard, B.P. Musculoskeletal Disorders and Workplace Factors: A critical review of epidemiological evidence for work-related musculoskeletal disorders of the neck, upper extremity, and low back. NIOSH. 97–141, 1-1-7-16. 1997.

Burdorf, A., Rossignol, M., Fathallah, F.A., Snook, S.H., and Herrick, R.F. Challenges in Assessing Risk Factors in Epidemiologic Studies on Back Disorders. American Journal of Industrial Medicine 32, 142-152. 1997.

Chaffin, D.B., Andersson, G.B., and Martin, B.J. (1999) *Occupational Biomechanics (3 ed)*. John Wiley & Sons, Inc, Toronto.

Chao, E.Y. (1978) Experimental methods for biomechanical measurements of joint kinematic. In *CRC Handbook for engineering in Medicine and Biology Vol. 1* (Edited by Feinberg, B.N. and Fleming, D.G.) Pp. 385-411. CRC Press, Inc, Cleveland.

Crawford, N.R., Yamaguchi, G.T., and Dickman, C.A. (1999) A new technique for determining 3-D joint angles: the tilt/twist method. *Clin Biomech.(Bristol, Avon.)* **14,** 153-165.

Delisle, A., Plamondon, A., Desjardins, P., Salazar, E., Gagnon, D., and Lariviere, C. Évaluation de la contrainte au dos en milieu de travail: développement préliminaire d'une méthode visant à déterminer la cinématique tridimensionnelle du corps humain à l'aide d'un minimum de caméras vidéo. #099-167, 1-40. 2004. www.irsst.qc.ca, IRSST- Direction des communications, Montréal, Canada.

Duguay, P. and Massicotte, P. Profil statistique des affectations vertébrales survenues au Québec entre 1994 et 1996 et indemnisées par la CSST. Institut de Recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail du Québec. R-228, 1-199. 1999.

Ellegast, R. Personengebundenes MeBsystem zur automatisierten Erfassung von Wirbelsäulenbelastungen bei beruflichen Tätigkeiten. BIA-Report 5/98. 1998. Hrsg. HVBG Sankt, Augustin.

Ellegast, R. and Kupfer,T. (1999) Portable posture and motion measuring system for use in ergonomic field analysis. Ergon Stuttgart.

Foxlin, E. (2002) Motion Tracking Requirements and Technologies. In *Handbook of Virtual Environments Technologies* (Edited by Stanney,K.) Pp. 163-210. Lawrence Erlbaum Publishers, Hillsdales, N.J.

Foxlin, E., Harrington, M., and Altshuler, Y. (1998) Miniature 6-DOF inertial system for tracking HMDs., Orlando, Florida.

Frank, J.W., Kerr, N.S., Brooker, A.S., Demaio, S.E., Maetzel, A., Shannon, H.S., Sullivan, T.J., Norman, R.W., and Wells, R.P. (1996) Disability resulting from occupational low back Pain. Part I: What do we know about primary Prevention? A review of the scientific evidence on prevention before disability begins. *Spine* **21,** 2908-2917.

Grood, E.S. and Suntay, W.J. (1983) A Joint Coordinate System for the Clinical Description of Three-Dimensional Motions: Application of the Knee. *Journal of Biomechanical Engineering* **105,** 136-144.

Hagberg, M. Exposure variables in Ergonomic epidemiology. American Journal of Industrial Medicine 21, 91-100. 1992.

Hansson, G.-A., Asterland, P., Holmer, N.-G., and Skerfving, S. (2001) Validity and reliability of triaxial accelerometers for inclinometry in posture analysis. *Medical & Biological Engineering & Computing* **39,** 405-413.

Jonsson, B. (1978) Quantitative electromyographic evaluation of muscular load during work. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine (Suppl)* **6,** 69-74.

Kilbom, A. (1994) Assessment of physical exposure in relation to work-related musculoskeletal disorders - what information can be obtained from systematic observations? *Scand J Work Environ Health* **20,** 30-45.

Kuiper, J.I., Burdorf, A., Verbeek, J.H.A.M., Frings-Dresen, M.H.W., van der Beek, A.J., and Viikari-Juntura, E.R.A. (1999) Epidemiologic evidence on manual materials handling as a risk factor for back disorders: a systematic review. *International Journal of Industrial Ergonomics* **24,** 389-404.

Kuipers, J.B. (2002) *Quaternions and Rotation Sequences*. Princeton University Press, Princeton.

Larue, C., Delisle, A., and Imbeau, D. Élaboration et concept d'un dosimètre de postures utilisable sur le terrain. Institut de Recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail du Québec. 099-169, 1-32. 2003.

Li, G. and Buckle, P. (1999) Current techniques for assessing physical exposure to work-related musculoskeletal risks, with emphasis on posture-based methods. *Ergonomics* **42,** 674-695.

Luinge, H.J. and Veltink, P.H. (2004) Inclination measurement of human movement using a 3-D accelerometer with autocalibration. *IEEE Trans Neural Syst.Rehabil.Eng* **12,** 112-121.

Luinge, H.J., Veltink, P.H., and Baten, C.T.M. Estimating orientation with gyroscopes and accelerometers. Technology and Health Care 7, 455-459. 1999.

Marras, W.S., Fathallah, F.A., Miller, R.J., Davis, S.W., and Mirka, G.A. (1992) Accuracy of a three-dimensional lumbar motion monitor for recording dynamic trunk motion characteristics. *International Journal of Industrial Ergonomics* **9,** 75-87.

Mathiassen, S.E. and Winkel, J. (1991) Quantifying variation in physical load using exposure-vs-time data. *Ergonomics* **34,** 1455-1468.

Mayagoitia, R.E., Nene, A.V., and Veltink, P.H. (2002) Accelerometer and rate gyroscope measurement of kinematics: an inexpensive alternative to optical motion analysis systems. *Journal of Biomechanics* **35,** 537-542.

McGhee, R.B., Bachmann, E.R., Yun, X., and Zyda, M. An investigation of alternative algorithms for singularity-free estimation of rigid body orientation from earth gravity and magnetic field measurements. NPS-MV-02-001, 1-29. 2001. MOVES Academic Group Technical Report, Naval Postgraduate School, Monterey, CA.

National Research Council (2001) *Musculoskeletal disorders and the workplace: Low back and upper extremities* . National Research Council and Institute of Medicine.

Neumann, W.P., Wells, R.P., Norman, R.W., Kerr, M.S., Frank, J., Shannon, H.S., and OUBPS (2001) Trunk posture: reliability, accuracy, and risk estimates for low back pain from a video based assessment method. *International Journal of Industrial Ergonomics* 28, 355-365.

Nigg, B.M. and Herzog, W. (1999) *Biomechanics of the musculo-skeletal system. Second Edition.* John Wiley & Sons, Toronto.

Norman, R., Wells, R., Neumann, P., Frank, J., Shannon, H., and Kerr, M. (1998) A comparison of peak vs cumulative physical work exposure risk factors for the reporting of low back pain in the automotive industry. *Clin Biomech.(Bristol, Avon.)* **13,** 561-573.

Spielholz, P., Silverstein, B., Morgan, M., Checkoway, H., and Kaufman, J. (2001) Comparison of self-report, video observation and direct measurement methods for upper extremity musculoskeletal disorder physical risk factors. *Ergonomics* **44,** 588-613.

van der Beek, A.J. and Fringsdresen, M.H.W. (1998) Assessment of mechanical exposure in ergonomic epidemiology. *Occupational and Environmental Medicine* **55,** 291-299.

van der Beek, A.J., Hoozemans, M.J.M., Frings-Dresen, M.H.W., and Burdorf, A. (1999) Assessment of exposure to pushing and pulling in epidemiological field studies: an overview of methods, exposure measures, and measurement strategies. *International Journal of Industrial Ergonomics* **24,** 417-429.

Veltink, P.H., Bussmann, H.B.J., de Vries, W., Martens, W.L.J., and van Lummel, R.C. (1996) Detection of static and dynamic activities using uniaxial accelerometers. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering* **4,** 375-385.

Veltink, P.H., Luinge, H.J., Kooi, B.J., Baten, C.T.M., Slycke, P., Olthuis, W., and Bergveld, P. (2001) The artificial vestibular system - design of a tri-axial inertial sensor system and its application in the study of human movement.

Veltink, P.H., Slycke, P., Hemssems, J., Buschman, R., Bultstra, G., and Hermens, H. (2003) Three dimensional inertial sensing of foot movements for automatic tuning of a two-channel implantable drop-foot stimulator. *Med Eng Phys* **25,** 21-28.

Welch, G. and Foxlin, E. (2002) Motion tracking: No silver bullet, but a respectable arsenal. *IEEE Computer Graphics and Applications* **22,** 24-38.

Williamson, R. and Andrews, B.J. (2001) Detecting absolute human knee angle and angular velocity using accelerometers and rate gyroscopes. *Med Biol Eng Comput.* **39,** 294-302.

Winkel, J., Balogh, I., Hansson, G.-A., Asterland, P., Kellerman, M., Byström, J., and Ohlsson, K. (1995) Assessment of mechanical exposures in ergonomic epidemiology : a research program and some preliminary data. In *Work with display Units 94* (Edited by Elsevier Science) Pp. 167-172.

Winkel, J. and Mathiassen, S.E. Assessment of physical work load in epidemiologic studies: concepts, issues and operational considerations. Ergonomics 37[6], 979-988. 1994.

Winter, D.A. (1990) *Biomechanics and motor control of human movement (2ed).* John Wiley & Sons, Inc., Toronto.

ANNEXE A – Calcul d'un quaternion dans deux référentiels distincts

Cette annexe décrit la procédure de calcul d'un quaternion à partir d'un vecteur exprimé dans deux référentiels distincts.

Le passage du vecteur accélération sous sa forme quaternion représenté dans l'espace (référentiel « E »), au quaternion représentant le vecteur accélération dans « S » est obtenu par l'équation :

$$^{S}\breve{a} = \breve{q}^{-1} \otimes {}^{E}\breve{a} \otimes \breve{q} \qquad 1$$

dans laquelle q est le quaternion de la rotation du référentiel du senseur « S » vers le référentiel global « E ». Le quaternion d'une rotation est caractérisé par un axe de rotation ainsi qu'un angle de rotation. Or ces deux entités peuvent être obtenues à partir des deux représentations d'un vecteur avant et après rotation. Cela suggère la possibilité de calculer un quaternion si l'on connaît les composantes du vecteur exprimés dans les deux référentiels

Pour un vecteur ayant subi une rotation, l'axe de rotation est nécessairement normal au plan contenant le vecteur avant et après rotation. Cela permet de calculer la direction du vecteur représentant l'axe de rotation par le produit vectoriel des deux vecteurs :

$$\vec{A}xe = \frac{{}^{S}\vec{a} \times {}^{E}\vec{a}}{\left| {}^{S}\vec{a} \times {}^{E}\vec{a} \right|} \qquad 2$$

L'angle de rotation est donné par le produit scalaire des vecteurs :

$$\cos(Angle) = {}^{S}\vec{a} \cdot {}^{E}\vec{a} \qquad 3$$

Le quaternion est alors donné par l'équation :

$$^{S}\breve{Q}^{E} = \left(\cos(Angle/2), i \frac{{}^{S}\vec{a} \times {}^{E}\vec{a}}{\left| {}^{S}\vec{a} \times {}^{E}\vec{a} \right|} \sin(Angle/2) \right) \qquad 4$$

Cette solution n'est toutefois pas unique. En effet pour une rotation du vecteur autour de son axe, les équations (2) et (3) ne permettent pas de calculer le quaternion. Le produit vectoriel de l'équation (2) donne un vecteur nul en ne permettant pas d'obtenir un axe de rotation, et l'équation (3) donne un angle nul pour tous les cas de rotation autour d'un axe confondu avec le vecteur accélération. L'annexe B présente une solution pour soulever cette ambiguïté.

ANNEXE B – Rotation à partir de deux vecteurs non colinéaires

Cette annexe présente une procédure pour déterminer la rotation lorsque l'on connaît deux vecteurs non colinéaires.

Le passage du vecteur accélération sous sa forme quaternion représentée dans l'espace (référentiel « E »), à sa forme quaternion représentée dans « S » est obtenu par l'équation :

$$^{S}\breve{a} = \breve{q}^{-1} \otimes^{E} \breve{a} \otimes \breve{q} \qquad 1$$

Le passage du vecteur magnétique sous sa forme quaternion représentée dans l'espace « E » à sa forme quaternion représentée dans « S » par l'équation :

$$^{S}\breve{m} = \breve{q}^{-1} \otimes^{E} \breve{m} \otimes \breve{q} \qquad 2$$

Dans toutes les conditions statiques, l'angle entre les deux vecteurs est constant et n'est jamais nul.

$$\left| {}^{S}\vec{a} \cdot {}^{S}\vec{m} \right| = \left| {}^{E}\vec{a} \cdot {}^{E}\vec{m} \right| < 1 \qquad 3$$

Cela signifie que ces deux vecteurs ne sont jamais colinéaires et cette observation suggère la possibilité de calculer la matrice de cosinus directeur représentant le senseur dans le référentiel global. Le vecteur donnant la direction normale au plan formé par les deux vecteurs (magnétique et accélération) est obtenu en prenant le produit vectoriel.

Dans un cas statique, le vecteur accélération donne directement la direction du champ gravitationnel telle que vu par le senseur. Cela correspond au vecteur $\vec{i}$ qui coïncide à la direction de l'axe global « x » dans le référentiel du senseur, c'est-à-dire à la première ligne de la matrice de cosinus directeur :

$$^{S}\vec{i} = \frac{^{S}\vec{a}}{\left| {}^{S}\vec{a} \right|} \qquad 4$$

Le produit vectoriel normé entre le vecteur $\vec{i}$ et la direction du champ magnétique donne le vecteur $\vec{j}$ correspondant à la direction de l'axe global « y » dans le référentiel du senseur:

$$^{S}\vec{j} = \frac{^{S}\vec{i} \times \frac{^{S}\vec{m}}{\left| {}^{S}\vec{m} \right|}}{\left| {}^{S}\vec{i} \times \frac{^{S}\vec{m}}{\left| {}^{S}\vec{m} \right|} \right|} \qquad 5$$

Le troisième axe formant le référentiel est alors obtenu en prenant le produit vectoriel des deux autres soit :

$$^{S}\vec{k} = {}^{S}\vec{i} \times {}^{S}\vec{j} \qquad 6$$

Les trois vecteurs calculés aux équations 4, 5 et 6 forment la matrice des cosinus directeurs de rotation entre les référentiels. Or cette matrice de rotation peut s'exprimer sous forme de quaternion selon des transformations mathématiques connues. Puisque qu'une rotation s'effectue toujours autour d'un axe et que pour toute rotation, cet axe de rotation ne pourrait être simultanément aligné avec les deux vecteurs distincts, le quaternion obtenu décrit toute les rotations possibles .

ANNEXE C – Calcul des angles de Grood & Suntay à partir des quaternions

Cette annexe présente la procédure utilisée pour calculer les angles de (Grood et Suntay, 1983) à partir des quaternions calculés.

La rotation en flexion ou en extension est calculé à partir de l'angle entre les vecteurs longitudinaux (axe « x ») des capteurs du bassin et du thorax autour de l'axe transverse (axe « y ») du capteur du bassin. En utilisant les quaternions représentés dans le référentiel local par $\breve{q} = [w \quad x \quad y \quad z]$, le vecteur longitudinal du bassin, $L_{bassin_{xx}}$ (qui correspond à la direction de l'axe local « x » du bassin représenté dans le référentiel global) est obtenue à partir du quaternion du senseur du bassin :

$$L_{bassin} = \begin{bmatrix} \breve{q}.w * \breve{q}.w + \breve{q}.x * \breve{q}.x - \breve{q}.y * \breve{q}.y - \breve{q}.z * \breve{q}.z \\ 2(\breve{q}.x * \breve{q}.z) + 2(\breve{q}.z * \breve{q}.w) \\ 2(\breve{q}.x * \breve{q}.z) - 2(\breve{q}.y * \breve{q}.w) \end{bmatrix} \quad 1$$

Le vecteur transverse du bassin, $T_{bassin_{xx}}$ (qui correspond à la direction de l'axe local « y » du bassin dans le référentiel global) est obtenue à partir du quaternion du senseur du bassin :

$$T_{bassin} = \begin{bmatrix} 2(\breve{q}.x * \breve{q}.y) - 2(\breve{q}.z * \breve{q}.w) \\ \breve{q}.w * \breve{q}.w - \breve{q}.x * \breve{q}.x + \breve{q}.y * \breve{q}.y - \breve{q}.z * \breve{q}.z \\ 2(\breve{q}.y * \breve{q}.z) + 2(\breve{q}.x * \breve{q}.w) \end{bmatrix} \quad 2$$

Le vecteur longitudinal du thorax, $L_{thorax_{xx}}$ (qui correspond à la direction de l'axe local « x » du thorax dans le référentiel global) est obtenue à partir du quaternion du senseur du thorax:

$$L_{thorax} = \begin{bmatrix} \breve{q}.w * \breve{q}.w + \breve{q}.x * \breve{q}.x - \breve{q}.y * \breve{q}.y - \breve{q}.z * \breve{q}.z \\ 2(\breve{q}.x * \breve{q}.z) + 2(\breve{q}.z * \breve{q}.w) \\ 2(\breve{q}.x * \breve{q}.z) - 2(\breve{q}.y * \breve{q}.w) \end{bmatrix} \quad 3$$

Le vecteur vecteur transverse du thorax, $T_{thorax_{xx}}$ (qui correspond à la direction de l'axe local « y » du thorax dans le référentiel global) est obtenue à partir du quaternion du senseur du thorax:

$$T_{thorax} = \begin{bmatrix} 2(\breve{q}.x * \breve{q}.y) - 2(\breve{q}.z * \breve{q}.w) \\ \breve{q}.w * \breve{q}.w - \breve{q}.x * \breve{q}.x + \breve{q}.y * \breve{q}.y - \breve{q}.z * \breve{q}.z \\ 2(\breve{q}.y * \breve{q}.z) + 2(\breve{q}.x * \breve{q}.w) \end{bmatrix} \quad 4$$

L'angle de flexion/extension α (Alpha) est obtenu par:

$$\sin(\alpha) = \left(\frac{\vec{T}_{bas\,sin} \times \vec{L}_{thorax} \times \vec{T}_{bas\,sin}}{\left| \vec{T}_{bas\,sin} \times \vec{L}_{thorax} \times \vec{T}_{bas\,sin} \right|} \times \vec{L}_{bas\,sin} \right) \cdot \vec{T}_{bas\,sin} \quad 5$$

$$\cos(\alpha) = \frac{\vec{T}_{bas\,sin} \times \vec{L}_{thorax} \times \vec{T}_{bas\,sin}}{\left| \vec{T}_{bas\,sin} \times \vec{L}_{thorax} \times \vec{T}_{bas\,sin} \right|} \cdot \vec{L}_{bas\,sin} \quad 6$$

Afin d'éviter que des angles de flexion avec une amplitude importante soient calculés lorsque la projection du vecteur longitudinal du thorax est négligeable une tolérance est ajoutée sur la longueur du vecteur projeté :

$$Valide = si\left(\left| \vec{T}_{bas\,sin} \times \vec{L}_{thorax} \times \vec{T}_{bas\,sin} \right| > Seuil \right) \quad 7$$

L'angle de torsion γ (Gamma) est alors :

$$\sin(\gamma) = \left(\frac{\vec{L}_{thorax} \times \vec{T}_{bas\,sin} \times \vec{L}_{thorax}}{\left| \vec{L}_{thorax} \times \vec{T}_{bas\,sin} \times \vec{L}_{thorax} \right|} \times \frac{\vec{T}_{thorax}}{\left| \vec{T}_{thorax} \right|} \right) \cdot \frac{\vec{L}_{thorax}}{\left| \vec{L}_{thorax} \right|} \quad 8$$

$$\cos(\alpha) = \frac{\vec{L}_{thorax} \times \vec{T}_{bas\,sin} \times \vec{L}_{thorax}}{\left| \vec{L}_{thorax} \times \vec{T}_{bas\,sin} \times \vec{L}_{thorax} \right|} \cdot \frac{\vec{T}_{thorax}}{\left| \vec{T}_{thorax} \right|} \quad 9$$

$$Valide = si\left(\left| \vec{L}_{thorax} \times \vec{T}_{bas\,sin} \times \vec{L}_{thorax} \right| > Seuil \right) \quad 10$$

L'angle de flexion β (Beta) est :

$$\vec{S} = \frac{\vec{T}_{bas\,sin} \times \vec{L}_{thorax}}{\left| \vec{T}_{bas\,sin} \times \vec{L}_{thorax} \right|} \quad 11$$

$$\cos(\beta) = \left(\frac{\vec{S} \times \vec{T}_{bas\,sin} \times \vec{S}}{\left| \vec{S} \times \vec{T}_{bas\,sin} \times \vec{S} \right|} \times \frac{\vec{S} \times \vec{L}_{thorax} \times \vec{S}}{\left| \vec{S} \times \vec{L}_{thorax} \times \vec{S} \right|} \right) \cdot \vec{S} \quad 12$$

$$\sin(\beta) = -\frac{\vec{S} \times \vec{T}_{bas\,sin} \times \vec{S}}{\left| \vec{S} \times \vec{T}_{bas\,sin} \times \vec{S} \right|} \cdot \frac{\vec{S} \times \vec{L}_{thorax} \times \vec{S}}{\left| \vec{S} \times \vec{L}_{thorax} \times \vec{S} \right|} \quad 13$$

$$Valide = si\left(\min\left(\left| \vec{T}_{bas\,sin} \times \vec{L}_{thorax} \right|, \left| \vec{S} \times \vec{T}_{bas\,sin} \times \vec{S} \right|, \left| \vec{S} \times \vec{L}_{thorax} \times \vec{S} \right| \right) > Seuil \right) \quad 14$$

La valeur du seuil proposée est de 0.25 pour la flexion et la torsion et de 0.001 pour la flexion latérale. L'utilisation d'un seuil est justifiée par la présence indésirable de valeur d'angle lorsque les projections présentes sont faibles .

Référence

Grood,E.S. et Suntay,W.J. (1983) A Joint Coordinate System for the Clinical Description of Three-Dimensional Motions: Application of the Knee. *Journal of Biomechanical Engineering* **105,** 136-144.

ANNEXE D – Calcul des angles de Crawford à partir des quaternions

Cette annexe présente la procédure utilisée pour calculer l'angle de torsion de Crawford et al (1999) à partir des quaternions calculés.

Le référentiel du senseur du thorax est représenté par $(\vec{i}_{thorax}, \vec{j}_{thorax}, \vec{k}_{thorax})$et celui du bassin par $(\vec{i}_{bas\,sin}, \vec{j}_{bas\,sin}, \vec{k}_{bas\,sin})$. L'angle de torsion du potentiomètre est donné par :

$$\sin(\tau) = (\vec{k}_{thorax} \cdot \vec{i}_{bas\,sin})(\vec{i}_{thorax} \cdot \vec{j}_{bas\,sin}) - (\vec{j}_{thorax} \cdot \vec{i}_{bas\,sin})(\vec{i}_{thorax} \cdot \vec{k}_{bas\,sin}) \quad 1$$

$$\cos(\tau) = -(\vec{k}_{thorax} \cdot \vec{i}_{bas\,sin})(\vec{i}_{thorax} \cdot \vec{k}_{bas\,sin}) - (\vec{j}_{thorax} \cdot \vec{i}_{bas\,sin})(\vec{i}_{thorax} \cdot \vec{j}_{bas\,sin}) \quad 2$$

L'angle de torsion est alors calculé par l'arc-tangente

Référence

Crawford,N.R., Yamaguchi,G.T., et Dickman,C.A. (1999) A new technique for determining 3-D joint angles: the tilt/twist method. *Clin Biomech.(Bristol, Avon.)* **14**, 153-165.

ANNEXE E – Erreur du système Optotrak

Cette annexe présente la procédure utilisée pour calculer l'erreur de mesure sur l'angle estimé par le système Optotrak.

Le référentiel du senseur du thorax est représenté par $(\vec{i}_{thorax}, \vec{j}_{thorax}, \vec{k}_{thorax})$et celui du bassin par $(\vec{i}_{bassin}, \vec{j}_{bassin}, \vec{k}_{bassin})$. Les orientations de ces référentiels dans le référentiel global sont obtenues par l'ajustement des coordonnées des DEL connues dans le référentiel local avec les coordonnées des mêmes DEL mesurés par Optotrak dans le référentiel d'Optotrak.

Pour le senseur du thorax, nous avons 9 DEL dont les coordonnées locales sont présentées au tableau 1.

Tableau 1 : Coordonnées des DEL dans le référentiel local du thorax.

DEL	X	Y	Z
Point1	105.4854	-59.4	-54.3907
Point2	94.6487	108.2125	-46.8776
Point3	71.3914	23.1961	-89.7966
Point4	27.8144	17.6636	-38.5983
Point5	-22.5582	19.8843	-92.109
Point6	13.766	-3.6803	-29.6239
Point7	9.6964	37.4238	-30.632
Point8	-40.3792	-77.0339	-38.8598
Point9	-43.4836	99.9049	-45.7453

Pour le senseur du bassin, nous avons aussi 9 DEL dont les coordonnées locales sont présentées au tableau 2.

Tableau 2 : Coordonnées des DEL dans le référentiel local du bassin.

Marker	X	Y	Z
Point1	90.9639	-63.4883	-53.2902
Point2	115.5438	87.1521	-42.5771
Point3	82.9324	28.8222	-97.4314
Point4	29.5074	21.7098	-39.415
Point5	-15.0414	28.8578	-111.4879
Point6	17.3647	-6.7452	-29.1347
Point7	12.6441	47.1114	-27.8277
Point8	-51.5678	-46.5808	-63.0444
Point9	-34.0141	105.7193	-46.633

Lorsqu'un segment de droite de longueur « r » est pivoté d'un angle « θ » son extrémité parcourt un arc de cercle d'une longueur « l» tel que :

$$l = \theta r \qquad 1$$

Sous une forme différentielle nous obtenons :

$$\partial l = r\,\partial\theta \qquad 2$$

Cette équation donne une relation simple entre l'erreur angulaire et l'erreur linéaire.

$$\Delta\theta = \frac{\Delta l}{r} \qquad 3$$

Afin d'évaluer l'erreur d'orientation , on calcule toutes distances possible entre les 9 points, cela donne 64 valeurs possibles pour la longueur « r » dans l'équation 3. On sait que l'erreur du système Optotrak est souvent inférieure à 1 mm. En imposant cette valeur à « Δl » dans l'équation 3, on obtient 64 valeurs représentant un cas extrême où seul deux points sont visibles. Dans le cas du thorax, on obtient une valeur maximale de 2.1 degrés avec une moyenne de 0.6 degré et un écart type de 0.4 degré. Dans le cas du bassin, on parvient à une valeur maximale de 1.8 degré avec une moyenne de 0.6 degré et un écart type de 0.3 degré.

Enfin, l'erreur maximale de calibrage du système Optotrak est généralement de moins de 0.25 mm. Cette valeur est le quart de celle qui a été utilisée pour estimer l'erreur d'orientation .